



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VYUŽITÍ TERMOGRAFIE PŘI ENDOVASKULÁRNÍCH VÝKONECH

THE APPLICATION OF THERMOGRAPHY IN ENDOVASCULAR SURGERY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ondřej Kyjovský

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

BRNO 2017

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Ondřej Kyjovský

ID: 174508

Ročník: 3

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Využití termografie při endovaskulárních výkonech

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s endovaskulárními operačními technikami aplikovanými při zákrocích na povrchovém žilním systému. Prostudujte jednotlivé metody s ohledem na anatomické uložení cév, patologické příznaky a projevy v žilním systému, aplikované sklerotizační chemické látky. 2) Pozornost věnujte vlastnostem a technickým parametrům využívaného přístrojového vybavení pracoviště pro endovaskulární výkony – duplexnímu ultrazvukovému zobrazovacímu systému, vysokofrekvenčnímu a laserovému noži. 3) Získané poznatky rozveďte v literární rešerši. 4) Seznamte se s principem a funkcí termovizní kamery FLIR, možnostmi ukládání a dalšího zpracování termografických záznamů. 5) Ve spolupráci s klinickým pracovištěm vypracujte studii o tepelných změnách během prováděných min. 5 typických výkonech doložených termografickými snímky. 6) Dosažené výsledky s komentářem cévního chirurga vhodným způsobem prezentujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HNÁTEK L., DUBEN J., DUDEŠEK B., GATĚK J.: Endoluminální radiofrekvenční ablace

křečových žil. Rozhledy v chirurgii, 2007, roč. 86, č. 11, s. 581 – 585. ISSN 0035-9351.

[2] User documentation, FLIR Systems, 2011.

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 2.6.2017

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

Konzultant semestrální práce: MUDr. Lukáš Hnátek, Ph.D.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor semestrální práce nesmí při vytváření semestrální práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně / Technická 3058/10 / 616 00 / Brno

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zabývá využitím termografie jako podpůrné diagnostické metody u endovaskulární termoablační léčby křečových žil. Principem infračervené termografie (IRT) je bezkontaktní měření povrchové teploty. Hlavním cílem práce bylo porovnat, jak se mění teplota snímané oblasti před zákrokem, v jeho průběhu a v pooperačním období v intervalu 1 týden u radiofrekvenčně indukované termoterapie (RFITT) a endovaskulární laserové terapie (EVLT).

KLÍČOVÁ SLOVA

Termografie, radiofrekvenční ablace, endovenózní laserová ablace.

ABSTRACT

The bachelor thesis deals with the using of thermography as a supporting diagnostic method for endovascular thermoablative treatment of varicose veins. The principle of IRT is the detection of infrared radiation. The main goal of this thesis is to compare how temperature of the area changes before the surgery, during the surgery, immediately after the surgery and in the postoperative period in the interval of one week in radio frequency induced thermotherapy (RFITT) and endovascular laser therapy (EVLT).

KEYWORDS

Thermography, radiofrequency ablation, endovenous laser ablation.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KYJOVSKÝ, O. *Využití termografie při endovaskulárních výkonech*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 56 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Rozman, CSc..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Využití termografie při endovaskulárních výkonech jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce, za asistence konzultanta a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Rozmanovi, CSc. za odborné rady a osobní přístup při vypracování bakalářské práce. Dále děkuji MUDr. Lukáši Hnátkovi, PhD. za cenné rady a konzultaci při lékařské části bakalářské práce. Poděkování patří rovněž mé rodině a přátelům za podporu a pomoc při mých vysokoškolských studiích.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Obsah	vi
Seznam obrázků	viii
Seznam tabulek	x
1 Úvod do problematiky	11
2 Klinické poznatky	13
2.1 Žíly dolní končetiny	13
2.1.1 Hluboký žilní systém dolní končetiny	13
2.1.2 Povrchový žilní systém dolní končetiny	13
2.2 Patologické stavy	14
2.3 Chirurgické výkony	15
2.3.1 Endovenózní radiofrekvenční ablace	15
2.3.2 Endovenózní laserová ablace	16
2.3.3 Skleroterapie	18
3 Přístrojové vybavení	19
3.1 Ultrazvukový zobrazovací systém	19
3.1.1 Mechanismus ultrazvukového zobrazení	19
3.1.2 Ultrazvukové sondy	20
3.1.3 Duplexní ultrasonografie	20
3.2 Bezkontaktní měření teploty	21
3.2.1 Termokamera	22
3.2.2 Termogram	24
3.3 Zásady termografického měření	25
3.4 Radiofrekvenční generátor	27
3.5 Systém pro laserovou ablaci	29

4	Realizace vlastního měření	31
4.1	Ukládání termogramů	31
4.2	Zpracování termogramů.....	31
4.3	Lícování obrazů	34
4.4	Uživatelské rozhraní	35
5	Ověření a výsledky měření	37
5.1	Experimentální ověření.....	37
5.2	Vlastní měření na cévách.....	40
6	Zhodnocení dosažených výsledků	47
	Literatura	51
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	53
	Obsah přiloženého CD	54
	Technické parametry termokamery A615	55

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr 2.1 Závislost absorpce fotonů na použité vlnové délce	17
Obr 3.1 Ultrasonograf <i>Vivid e</i>	21
Obr 3.2 Schéma zpracování IR záření pomocí termokamery	21
Obr 3.3: Detail mikrobolometru	23
Obr 3.4 Ukázka termogramu	25
Obr 3.5 Radiofrekvenční generátor Olympus CELONLAB PRECISION	28
Obr 3.6 Laserový systém Ceralas TM E	29
Obr 4.1 Ukládání termografického snímku v programu FLIR Tools	31
Obr 4.2 Ukázka programu FLIR Tools	32
Obr 4.3 Termogram VSM před zákrokem	32
Obr 4.4 Termogram po aplikaci tumescetní anestezie	33
Obr 4.5 Termogram v průběhu zákroku pomocí EVLT	33
Obr 4.6 Termogram VSM po zákroku	33
Obr 4.7 Termogram VSM po týdenní kontrole	34
Obr 4.8 Výsledky lícování obrazů: a) Překryv snímků před provedením lícování. b) Překryv snímků po provedeném lícování.	35
Obr 4.9 Ukázka uživatelského rozhraní	36
Obr 5.1 Experimentální ověření na modelu cévy – a) RFITT ex vivo, b) EVLT ex vivo	37
Obr 5.2 Maximální teploty při pálení a) RFITT – tuková tkáň, b) RFITT – svalová tkáň, c) EVLT – tuková tkáň, d) EVLT – svalová tkáň	38
Obr 5.3 RFITT – a) Celon ProCurve 1200-S15 - povrch, b) Celon ProSurge micro 100- T09 - povrch, c) Celon ProSurge micro 100-T09 - pod povrchem	39

Obr 5.4 EVLT a) ELVeS Radial™ a - povrch, b) ELVeS Radial™ 2 ring slim - mokrý povrch, ELVeS Radial™ 2 ring slim - pod povrchem	39
Obr 5.5 RFITT - a) před zákrokem, b) po zákroku, c) průběh zákroku, d) kontrola po týdnu, e) lícování obrazů před zákrokem a ihned po zákroku, f) lícování obrazů před zákrokem a po týdenní kontrole	41
Obr 5.6 EVLT - a) před zákrokem, b) po zákroku, c) průběh zákroku, d) kontrola po týdnu, e) lícování obrazů před zákrokem a ihned po zákroku, f) lícování obrazů před zákrokem a po týdenní kontrole	42
Obr 5.7 EVLT - a) před zákrokem, b) po zákroku, c) průběh zákroku, d) lícování obrazů před zákrokem a ihned po zákroku, f) lícování obrazů před zákrokem a po týdenní kontrole.	43
Obr 5.8 EVLT - a) před zákrokem, b) po zákroku, c) průběh zákroku, d) lícování obrazů před zákrokem a ihned po zákroku, e) insuficientní VSM před EVLT, f) obliterovaná VSM po operaci.	44
Obr 5.9 RFITT - a) před zákrokem, b) po zákroku, c) průběh zákroku, d) lícování obrazů před zákrokem a ihned po zákroku, e) reflux ve VSM před operací, f) obliterovaná VSM po operaci.	45
Obr 6.1 Karbonizace bipolární elektrody	48
Obr 6.2 Odeznění anestetika v průběhu zákroku	49

SEZNAM TABULEK

Tabulka 3.1 Obecné vlastnosti a srovnání fotonových a tepelných detektorů.....	24
Tabulka 3.2 Parametry užívané termokamery.....	27
Tabulka 3.3 Specifikace CELONLAB PRECISION.....	28
Tabulka 3.4 Specifikace Celon ProCurve 1200-S15 RFITT	29
Tabulka 3.5 Specifikace Ceralas TM E	30

1 ÚVOD DO PROBLEMATIKY

Zobrazení pomocí IR termografie slouží ke grafickému znázornění rozložení teploty sledovaného objektu. Měření povrchové teploty se dnes využívá hojně ve strojírenství a stavebnictví. V současné době se termografie začíná prosazovat i v medicíně jakož to neinvazivní bezkontaktní podpůrná diagnostická metoda, což pacientovi přináší značný benefit. Vzhledem k rychlému rozvoji termokamer vzrůstá obliba využití těchto přístrojů.

Křečové žíly jsou civilizační chronické onemocnění, které se týká minimálně poloviny populace, mnohé epidemiologické studie udávají toto procento ještě vyšší, např. Czech Vein program – až 70 % populace trpí některým z projevů chronického žilního onemocnění (CVD – chronic vein disorder). Etiologie CVD se udává jako tzv. multifaktoriální, kde hlavní podíl mají dědičné dispozice. K dané skutečnosti je sice její prevence možná, ale nelze se jí danému onemocnění zcela vyhnout. Její léčbu lze rozdělit na tzv. konzervativní, jejímž základem je především kompresní terapie, která bývá doplněna o užívání vhodných venofarmak a chirurgickou. Principem chirurgické léčby je odstranění postižené povrchové žíly. Této skutečnosti lze dosáhnout jednak fyzickým vyjmutím žíly z těla pacienta, anebo tzv. endovaskulárně, kdy žíla zůstává v těle, ale v důsledku provedeného zákroku je postupně přetvořena ve vazivový, zcela nefunkční pruh. Tohoto stavu lze dosáhnout chemicky – skleroterapie, termicky – termoablační metody (EVLT, RFITT – celon metoda, RFA – tzv. radiofrekvenční segmentální termoablace – dnes systém Medtronic, dříve Venus Closure fast, horká pára), mechanicko-chemicky (systém Clarivein) nebo pomocí speciálního tkáňového lepidla. V této práci jsou popsány dvě metody endovaskulárních termoablací, a to konkrétně radiofrekvenční ablace a laserová ablace. Celý průběh zákroku každého byl monitorován pomocí termokamery. Získané termogramy se ukládají pomocí softwaru, dále zpracovávají a vyhodnocují za asistence cévního chirurga. Prvním cílem práce bylo zjistit účinek anestezie a dobu jejího odeznění. Druhým cílem bylo sledování operovaného místa po operaci ve vztahu k rekanalizaci žíly a případné selhání metody.

Práce je rozčleněna do šesti kapitol. První kapitola se zabývá seznámením s řešenou problematikou. Druhá kapitola se věnuje klinickým poznatkům jako jsou patologické stavy cévního řečiště a samotné endovaskulární výkony. Třetí kapitola se zabývá přístrojovým vybavením pracoviště a použité technice při měření. Čtvrtá kapitola popisuje postup zpracování termografických snímků. V páté kapitole jsou prezentovány výsledky měření. V šesté kapitole jsou zhodnoceny dosažené výsledky.

2 KLINICKÉ POZNATKY

V následujícím textu bude popsána anatomie žilního systému dolních končetin, patologické stavy a průběh chirurgického výkonu.

2.1 Žíly dolní končetiny

Žilní systém dolních tvoří tři oddělené, ale anatomicky a funkčně spojené systémy - hluboké žíly, povrchové žíly a perforátory. Ty zabezpečují propojení mezi povrchovým a hlubokým žilním systémem. Procházejí skrze svalovou fascii, která odděluje povrchovou část od hluboké části. Tzv. komunikující žíly jsou žíly propojující žilní kmeny v rámci jednoho systému. V dnešní době rozlišuje tzv. safénový subkompartment a fascia saphaena,[4],[6],[16]. Fascia saphaena tvoří horní vrstvu safénového subkompartmentu a odděluje tak velkou safénu od ostatních žil povrchového žilního systému. Žíly dolních končetin jsou vybaveny dvojcípími chlopněmi, které jsou uplatněny při žilním návratu a brání zpětnému toku v důsledku působení gravitace při vertikální poloze člověka, [10].

2.1.1 Hluboký žilní systém dolní končetiny

Hluboké žíly doprovázejí artérie nejčastěji ve zdvojené podobě. Žíly hlubokého systému a jejich větve jsou ukryty hluboko mezi svaly. Každou hlavní tepnu přivádějící krev do tkáně provází zároveň stejnojmenná žíla, která krev z tkáně zase odvádí. Hluboký žilní systém odvádí z končetiny až 90 procent krve ze svalů bérce a stehna. Jeho dokonalá funkce je tedy životně důležitá. Část žilní krve se svalovou prací vytlačí přes perforátory do povrchového žilního systému, [10].

2.1.2 Povrchový žilní systém dolní končetiny

Žádné jiné žíly lidského těla se nevyznačují takovou proměnlivostí ve své anatomii jako povrchové žíly dolních končetin. Základ tohoto systému tvoří zpravidla dvě kmenové žíly vena saphena magna a vena saphena parva (VSM a VSP). První probíhá po vnitřní straně lýtky a stehna, aby nakonec v tříse vyústila do hluboké stehenní žíly.

Druhá se nachází na zadní straně lýtky. Oba hlavní žilní kmeny ve svém průběhu přibírají množství vedlejších větví. Jejich počet i přesný průběh je značně variabilní, u každého člověka se liší, [5].

V povrchovém žilním systému dvojčipé chlopně zajišťují jednosměrný žilní tok krve směrem k srdci. Tyto chlopně mívají zesílený bílý okraj a tvarují sinusoidní rozšíření žilní stěny v místě odstupu chlopně. Ostatní chlopně jsou velmi drobné, obvykle transparentní struktury, [10].

2.2 Patologické stavy

Křečové žíly neboli varixy jsou jedním z projevů chronického žilního onemocnění. Pro varixy je typické, že se žíla povrchového žilního systému jednak rozšiřuje (zvětšuje svůj průměr, resp. průměr svého lumen) a zároveň se protahuje do délky. Takováto deformace může nabývat různých tvarů. Pravděpodobnost výskytu křečových žil roste společně s věkem. Jedná se o dědičnou poruchu kolagenního vaziva, ze kterého jsou žíly vytvořeny. Ve varikózně rozšířené žíle pracují špatně žilní bikuspidální chlopně, které jsou jako zpětné klapky rozmístěny uvnitř žil. Nefunkčnost chlopní vede k hromadění krve a ke zvyšování žilního tlaku. Ten pak způsobuje nejtypičtější otoky dolních končetin a další rozšiřování žil, další nárůst nitrožilního tlaku následně podmiňuje další patologické procesy, jako jsou kožní pigmentové skvrny, projizvování podkoží v oblasti bérce, a u asi 3-4 % populace trpící některým z projevů CVD může vyústit až v bércový vřed žilní etiologie.

Předcházet vzniku křečových žil je prakticky nemožné, neboť varixy jsou dány genetickou dispozicí. Jejich léčba by měla začít již od prvních příznaků jako je pocit těžkých nohou, noční křeče, napětí a pobolívání žil. Křečové žíly jsou nejen estetickým problémem, ale jejich zanedbání může být příčinou dalšího progresu projevů CDV, ale i dalších patologických stavů, jako např. žilní trombóza. Léčebný i estetický efekt včas provedené radikální léčby je vždy příznivější než odkládání zákroku.

Riziko se zvyšuje s nadváhou, s nedostatkem pohybu, dlouhým stáním nebo sezením. Mezi největší zlovyky patří překřížování nohou při sezení. K rizikovým faktorům pro

vznik varixů patří vyšší věk, ženské pohlaví, těhotenství, práce vstojе, obezita, nebo také zácpa, [10].

2.3 Chirurgické výkony

V dnešní době se v intervenční léčbě křečových žil čím dál více uplatňují tzv. endovaskulární zákroky. Jedná se o výkony, jak bylo popsáno již výše, kde není postižená žila z těla kompletně vyjmuta, ale je navozena její změna, která následným procesem vede k jejímu zajizvení a tudíž zániku. Takovéto výkony jsou pro pacienta minimálně zatěžující, jsou prováděny většinou ambulantně a jsou spojeny s minimální dobou rekonvalescence. Dané postupy jsou již na takové úrovni, že dokáží takřka kompletně nahradit klasický chirurgický výkon, který je vázán na hospitalizaci a je prováděn v celkové, nebo tzv. svodné (spinální nebo epidurální anestézii). V USA jsou endovaskulární zákroky považovány za metodu volby, u nás, na vzdory všem výhodám, které tyto moderní léčebné postupy nabízejí, je stále považována klasická chirurgická metoda za zlatý standard, [10].

2.3.1 Endovenózní radiofrekvenční ablace

Radiofrekvenční ablace, dále používáno jako RFA. Je minimálně invazivní výkon, při kterém se nitrožilně uzavírá povrchový žilní kmen pomocí bipolární elektrody. Ta se zavede malou rankou v blízkosti kolene do VSM. Tohoto principu využívá několik systémů. Celosvětově nejrozšířenější jsou systém firmy Medtronic, tzv. segmentální termoablace a systém Olympus – Celon, tzv. RFITT metoda. K těmto dvěma systémům existuje i nejvíce odborných publikací. Radiofrekvenční segmentální termoablace probíhá tak, že bipolární elektroda má aktivní 7 cm dlouhé zakončení, kde kolem jednoho pólu vede spirálovitě druhý pól. Oba póly jsou odděleny izolátorem. Systém si zpětnovazebně vyhodnocuje odpor tkáně a podle toho určuje zcela automaticky výkon, napětí na elektrodách, a tudíž i teplotu v místě působení. Operátor zavede danou sondu do postižené kmenové žíly a spustí systém, ten na výše popsaném principu pracuje zcela automaticky a po jeho vyhodnocení, že je žíla dostatečně poškozena upozorní operátora a ten sondu posune pod kontrolou ultrazvukového zobrazení o 6,5cm směrem do periferie. RFITT systém též využívá radiofrekvence a zpětné vazby na základe odporu poškozené

tkáň, ale mechanismus provedení je zcela odlišný. Aktivní zakončení elektrody je pouze 2 cm dlouhé, oba póly jsou řazeny za sebou a jsou odděleny izolátorem. Narůstající odpor tkáň se projevuje akustickým signálem, resp. změnou jeho výšky. Při výkonu je elektroda postupně kontinuálně vytahována a rychlost její extrakce se koriguje právě na základě výšky akustického signálu. Dojde-li k překročení předem stanovené impedance, přerušované pronikavé pípnutí ustane, dodávka vysokofrekvenční energie se vypne a zákrok se ukončí. U obou výkonů shodně dochází shodně k denuraci bílkoviny tkáň žilní stěny, což je podstatou následného projizvení a zániku žíly. RFITT systém pracuje v porovnání se segmentální ablací systému Medtronic s nižšími teplotami, které jsou v rozmezí 70 – 100 °C, u druhého jmenovaného systému jsou teploty v průběhu výkonu v průměru 140 °C, ale v určitých specifických situacích mohou být vyšší. Tento fakt dává předpoklad, že RFITT systém je pro pacienta šetrnější. Oba tyto zákroky se provádějí v tzv. lokální tumescentní anestézii (TLA). Ta spočívá v aplikaci tumescentního roztoku, který je tvořen fyziologickým roztokem a lokálním anestetikem, do kompartmentu kmenové žíly za kontroly ultrazvukového zobrazení, [17], [8].

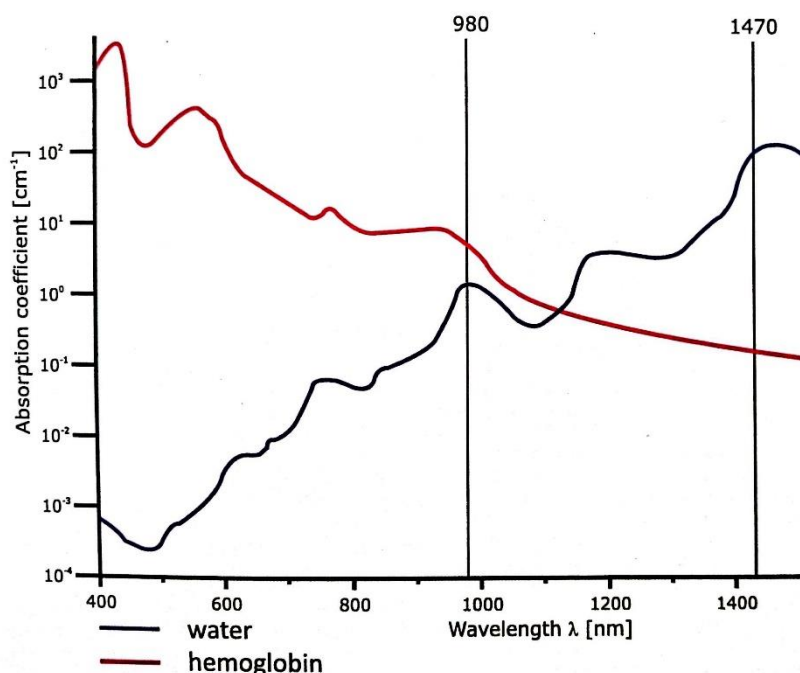
Tento výkon bývá v indikovaných případech nutné doplnit ještě o další zákroky na povrchovém žilním systému – crossectomie a miniflebektomie, [10].

2.3.2 Endovenózní laserová ablace

Endovenózní laserová ablace, dále používáno jako EVLT, je metoda, která nachází uplatnění v posledních 15 letech. Základním principem léčby laserem je přeměna energie světelného paprsku v tepelnou energii, způsobující var krve a přehřátí přilehlé části žilní stěny a narušení kolagenních vláken při zachování nepoškozených okolních struktur. Konečným a výsledným efektem je kontrakce až úplné zatavení žíly. V časovém období 6–12 týdnů po vlastním zákroku jsou patrné postupné fibrotické změny stěny žíly a její involuce.

V současné době vyzařují generátory světlo o vlnových délkách blízké IR spektrální oblasti (810 nm, 940 nm, 980 nm, 1064 nm, 1320 nm a 1470 nm) s využitím v klinické praxi. V našem případě se pracovalo s generátorem s diodovým laserovým generátorem o vlnové délce 1470 nm. Ve většině systémech je světelná energie přepravovaná přes vlákno, které má v průměru až 600 µm. Samotná poziční dioda

vyzařuje světlo o vlnové délce 645 nm,[19]. Experimentálně bylo prokázáno, že existuje závislost absorpce fotonů na použité vlnové délce Obr. 2.1, [26].



Obr 2.1 Závislost absorpce fotonů na použité vlnové délce

Zárok se provádí po celou dobu za pomoci ultrazvukového zobrazení. EVLT se také provádí v TLA. Účel TLA je jednak anestetický a jednak plní funkci izolátoru, který brání termickému poškození okolních struktur. VSM může být léčena v celé její délce. Na začátku se žíla zprůchodní v oblasti distální insuficience a vodící vlákno je zavedeno do žíly. Konec katetru se zavede k samotné saféno-femorální nebo saféno-popliteální junkci, asi 1-2 cm distálně od saféno-femorálního spojení. Poloha katetru je sledována ultrazvukovým zobrazením nebo pomocí přímé vizualizace naváděcího vlákna laseru přes kůži. Energie je z katetru postupně aplikována po celé délce nedomykavého úseku safény, čímž je dosaženo fibrózní retrakce žíly a její obliterace.

K uvolňování energie je možno použít dva režimy. Prvním typem je impulsní mód, kdy po 1-5 mm proběhne ozařovací impuls. Druhá možnost je kontinuální mód s rychlostí 1-3 mm/s, s tím, že ozařování probíhá po celou dobu vysouvání vlákna. Během zákroku je nutné pracovat s ochrannými brýlemi, které musí mít jak lékař, tak pacient,[19].

2.3.3 Skleroterapie

Skleroterapie je zákrok, během kterého jsou žíly obliterovány pomocí sklerotizační látky, která je aplikována, v případě do podkoží lokalizované varikozní žíly, ve formě pěny. Metoda se tedy označuje jako chemická endovaskulární intervence. Její velkou výhodou je, že v klinické praxi se využívá několik variant skleroterapie. To nám umožňuje využít skleroterapii k léčbě kteréhokoliv typu varikozit. Vzhledem k miniinvasivitě, snadnosti provedení, širokého spektra indikací se skleroterapie používá v léčbě varixů čím dál více. Pro spoustu lékařů je skleroterapie první volbou.

V současnosti se v České republice pro skleroterapii využívají dvě substance, první je polydocanol a druhá je natrium tetradecylsulfát (STS). Obě látky fungují jako detergent, hlavní rozdíl je v tom, že polydocanol je kation aktivní detergent a STS je anion aktivní detergent. Látka ihned po aplikaci přímo poškozuje endoteliální výstelku, pravděpodobně denaturací proteinů. Interakce s endotelem je okamžitá. Při interakci dochází k tvorbě micel molekuly endotelu a endoteliální výstelky. Při této reakci dochází k uvolnění endotelinu s následným vasospazmem, [10].

Obecně rozlišujeme dva základní typy skleroterapie. Jde o kapalinovou a pěnovou skleroterapii. Kapalinová se využívá na žilách o velikosti 1 - 3 mm, které jsou lokalizovány do některé z vrstev kůže a proto je v praxi více používána pěnová skleroterapie.

Při intravenózní pěnové skleroterapii jsou cévy obliterovány pomocí sklerotizační látky, která je aplikována ve formě pěny do insuficientní křečové žíly. Aby byl zákrok úspěšný, je nutný 100 % kontakt účinné látky s vnitřní výstelkou žíly. Proto se volí sklerotizační látku ve formě pěny, která v cévě rozpíná a umožňuje tak dosáhnout kýženého efektu. Reaktivně dochází ke smrštění žilní stěny. Následně dochází k aseptické zánětlivé reakci v žilní stěně, která vede k postupnému projizvení a zániku žíly. Následkem je pak uzavření tkáně a požadované přerušení venózního krevního toku křečovou žilou. Pěna se aplikuje pomocí dvou stříkaček, které jsou spojeny. Pěna se poté vytváří přes trysku. Běžně používaný je systém Easy-Foam, který spočívá v tom, že se tvoří mikrobubliny a nedochází k jejich spojování. Pokud by tomu tak nebylo, mohlo by docházet ke vzniku větších bublin a následné vzduchové embolii.

Formy aplikace pěny jsou různé a záleží na typu žíly, ve které chceme skleroterapii provádět. Je doporučováno množství aplikačních materiálů od jehel, „motýlkových“ kanyl, flexibilních kanyl a katetrů. Obvykle se aplikace provádí navigovaně s ultrazvukovým zobrazením. Nejvhodnější velikostí jehel je 23G.

Nežádoucím vedlejším efektem pěnové skleroterapie bývá závrať, nevolnost, bolest hlavy, migréna, diplopie, scotom, kovová příchut' v ústech. Proto je maximální dávka za jeden zákrok omezena na 10 ml, [10].

3 PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ

V této kapitole bude popsáno přístrojové vybavení, které bylo používáno během zákroku a vlastního měření.

3.1 Ultrazvukový zobrazovací systém

Ultrazvukové diagnostické zobrazovací metody se začaly vyvíjet na začátku 50. let minulého století. Ultrazvukem rozumíme mechanické kmity o frekvenci vyšší než 20 kHz. Pro diagnostické účely se však využívají frekvence v jednotkách MHz. Ultrazvukové kmity se pružným prostředím šíří formou vlnění, v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla formou vlnění podélného. Jen v kostech se ultrazvuk šíří též formou vlnění příčné. Zdrojem ultrazvukových kmitů pro diagnostické účely jsou elektricky buzené piezoelektrické měniče, [12].

3.1.1 Mechanismus ultrazvukového zobrazení

Základem ultrazvukové diagnostiky je zpracování a zobrazení ultrazvukových signálů odražených od tkáňových rozhraní. Nejjednodušším typem obrazu je jednorozměrné zobrazení A, charakterizované sledem výchylek časové základny osciloskopu. Poloha výchylky odpovídá místu odrazu, její amplituda množství odražené akustické energie (označení A je z anglického Amplitude: odrazy modulují amplitudu výchylek). Tento typ zobrazení je dosud používán v oftalmologii především k biometrickým měřením, [12].

Rozhodujícím mezníkem ve vývoji ultrazvukových diagnostických metod však bylo zavedení dvojrozměrného zobrazení, označovaného jako zobrazení B (z anglického slova Brightness - jas: zachycené odrazy modulují jas stopy na obrazovce). U původního tzv. statického zobrazení B vznikl obraz velmi pomalu ručním posunem a nakláněním sondy, tvořené jediným měničem. Tímto způsobem nebylo možno zachytit a posoudit obrazy pohyblivých struktur (srdeční stěny, chlopně apod.) ani podrobnější vnitřní strukturu vyšetřovaných tkání a orgánů. V současnosti je nejčastěji používáno zobrazení B dynamického typu s rychlým způsobem snímání a širokou stupnicí šedi. Podstatou dynamického zobrazení je vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti. Je možné souvisle sledovat vyšetřovanou oblast včetně možnosti hodnocení pohybu. Proto bývá dynamický systém někdy označován jako systém pracující v reálném čase, [11].

3.1.2 Ultrazvukové sondy

Ultrazvukové sondy můžeme rozdělit podle vytvořeného geometrického obrazu na 3 základní typy: sektorové, konvexní a lineární. Velkou výhodou sektorových sond je možnost zobrazit celý akustický řez vyšetřované oblasti z poměrně malé vstupní apertury. Proto se tato sonda hojně využívá při vyšetření jater a srdce. V současné době převládají sektorové sondy, u kterých je ultrazvukový svazek vychylován elektronicky na principu phased array, [12].

3.1.3 Duplexní ultrasonografie

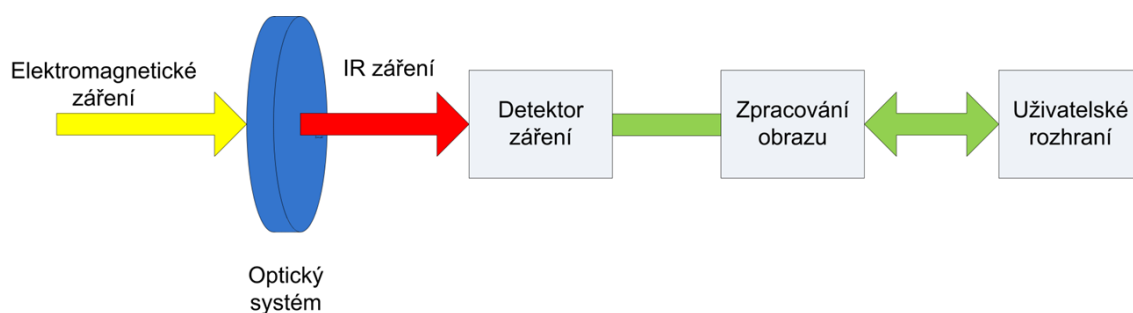
Dvojrozměrné dynamické zobrazení poskytuje informace o morfologii sledované oblasti včetně informace o morfologii cév a impulsní dopplerovský modul umožňuje záznam rychlostního spektra toku krve v dané cévě. Barevný duplexní ultrasonogram je superpozicí dvou obrazů: obrazu odstupňované šedi (B-obrazu), který obsahuje informaci o morfologii vyšetřované oblasti a obrazu barevného, který nese informaci o pohybech ve vyšetřované oblasti. K vyšetření a k mapování žilního systému je nejvhodnější použít lineární sondu o frekvenci 4-7 MHz, v případě hlubokého žilního systému a 8-18 MHz v případě povrchového žilního systému. Vyšší frekvence má nižší penetraci do hloubky, ale umožňuje detailnější prokreslení podkožních struktur v B-obrazu. Při vyšetření hlubokých žil, nebo u obézních pacientů se využívá nižší frekvence, [10], [12]. Používaný přístroj je zobrazen na Obr 3.1



Obr 3.1 Ultrasonograf *Vivid e*

3.2 Bezkontaktní měření teploty

Bezkontaktní měření teploty přivádí IR záření o vlnových délkách v rozsahu 0,7 až 14 μm pomocí vhodných optických členů na detektor, kde se záření převede na elektrický signál. K detekci IR záření se používají termokamery. Způsob záznamu je obdobný jako u přístrojů, které používáme v běžném životě (fotoaparát, kamera). Na Obr.3.2 je znázorněno schéma detekce a zpracování IR záření, [23].



Obr 3.2 Schéma zpracování IR záření pomocí termokamery

- Optický systém – orientuje záření na IR detektor a provádí optický rozklad. Systém se skládá ze soustavy čoček, závěrky, ostření a uložení IR senzoru. Její součástí je clonka, která pravidelně zakrývá cestu k detektoru.
- Blok detekce – slouží k převodu na analogový signál

- Zpracování obrazu – je tvořeno elektronickými obvody, které umožňují zpracování a prezentaci obrazu, [23]

3.2.1 Termokamera

Termokamera je zařízení, které detekuje IR záření. Pořízený snímek je ve stupních šedi a až díky softwaru je snímek převeden na barevný obraz. Podle konstrukce zobrazovacích systémů se detektory dělí na dva typy:

- a) *systémy s opticko-mechanickým rozkladem obrazu (skenovací systémy)*
- b) *systémy s maticovým detektorem (neskenovací systémy)*

ad a) Pro skenovací systémy je typický 2D optický skener spolu s jedním základním IR detektorem. Vzhledem k tomu, že jde pouze o jeden základní detektor, který je schopen snímat obrázek pouze postupně po řádcích nebo po sloupcích a poté z každého bodu detekuje tok IR záření. IR záření je usměřňováno optickou soustavou a prochází přes čočky, clonu a filtr až na detektor. Omezujícím faktorem těchto systémů je hlavně jejich skenovací rychlost. Čím větší rozlišení snímku, tím déle bude přístroj skenovat pozorovaný objekt, [25].

ad b) Systémy s maticovým detektorem, označované také jako FPA (*Focal Plane Arrays*), využívají velkou mozaiku základních detektorů. Maticový detektor vytváří snímky o větším rozlišení, protože celá snímaná oblast je optikou zaostřena na matici umístěnou v ohniskové rovině optického systému. Zářivý tok prochází soustavou přímo na detektor. Každý bod výsledného teplotního snímku odpovídá jednomu detektoru v matici, [20].

Optická část termokamery

Hlavní součástí optického systému je objektiv, což je téměř výhradně v současné době spojka z germánia bez možnosti optického zoomu nebo soustava čoček (v praxi), které usměrňují a upravují procházející paprsek směrem k detektoru. U objektivů je velice důležité jejich zorné pole, které se udává ve stupních. Zákony optiky jsou stejné jako třeba u skleněné čočky, liší se pouze použitý materiál. Pro získání snímků lepší kvality je povrch čoček ošetřen antireflexní vrstvou, [21], [23].

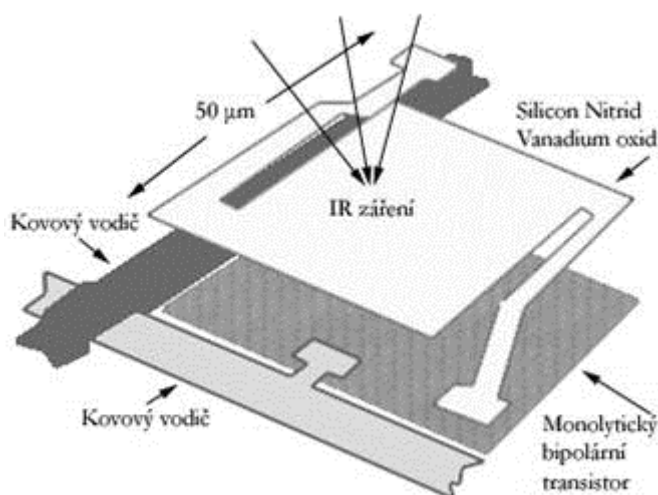
Tepelné detektory

Tepelné detektory fungují na principu změny elektrických vlastností v závislosti na intenzitě dopadajícího IR záření.

Tepelné detektory můžeme rozdělit na:

Pyroelektrické: PIR snímač je polovodičová součástka (sloučeniny lithia a tantalu). Pyroelektrické detektory jsou citlivé na ozáření IR zářením tak, že začnou generovat elektrický povrchový náboj. Pokud se změní hodnota dopadajícího IR záření na povrch pyroelektrického materiálu, změní se tím i hodnota elektrického povrchového náboje. Součástí detektoru je FET tranzistor, který změnu náboje hodnotí. PIR detektory se například využívají u detektorů pohybu, [20].

Bolometrické: Bolometrický detektor pracuje na principu změny elektrického odporu po jeho ohřátí absorpcí IR záření. Příkladem je tzv. mikrobolometr, u kterého se mění elektrický odpor v závislosti na intenzitě absorbovaného záření (doslova se dopadajícím zářením ohřívá). Tzv. mikrobolometrické pole, což je velké množství mikrobolometrů rozmístěných do dvou dimenzionálního pole (délka hrany obvykle 1 až 2 cm), je dnes nejčastějším typem detektoru, jsou použity asi v 95 % případů. Výjimku tvoří především nejdražší termokamery, používané pro výzkumné účely, kde může být osazen fotonový detektor pro větší citlivost, [18],[3],[23].



Obr 3.3: Detail mikrobolometru

Fotonové detektory

Fotonové detektory pracují na principu fotoelektrického jevu. Reagují na absorbované fotony excitací volných nosičů náboje, které samy vytváří měřitelný elektrický signál. Termokamery s fotonovým detektorem vyžadují chlazení, [20].

Dopadající IR záření vyvolává na detektoru záření elektrický signál. Například tak, že dojde vlivem oteplení ke změně elektrického odporu. Změna elektrického odporu je dalšími obvody převedena na elektrický signál, [20].

Bez dalších obvodů a složitých algoritmů v rámci výkonného mikroprocesu, které zajišťují zpracování takto vzniklého signálu, autokalibraci kamery, korekci obrazu apod., by výsledky měření nebyly prakticky použitelné, [20]. V tabulce 3.1 je porovnání tepelných a fotonových detektorů, která je převzata a upravena od Hsieh a kol., [13].

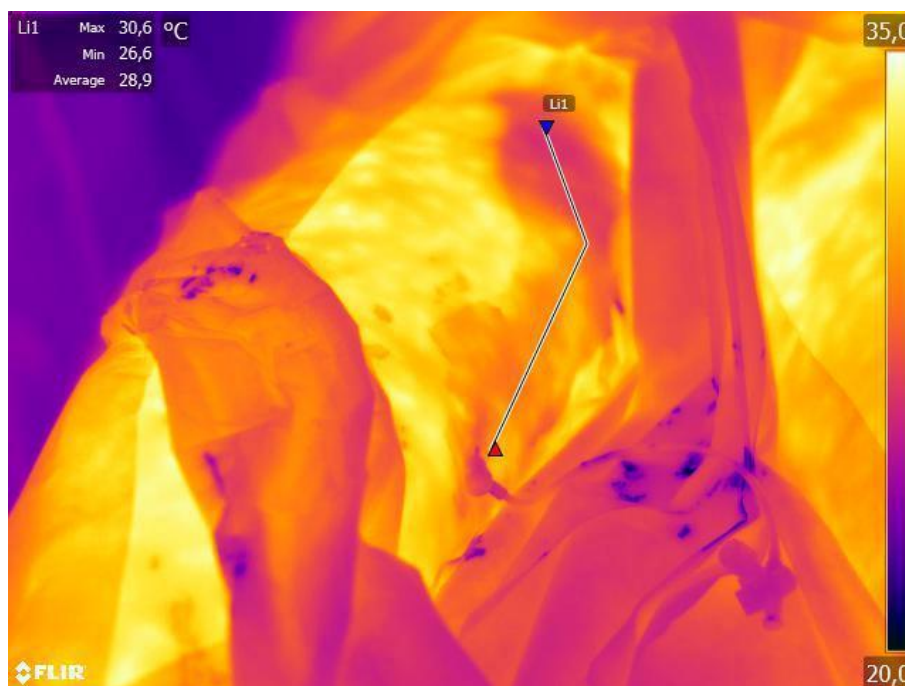
Tabulka 3.1 Obecné vlastnosti a srovnání fotonových a tepelných detektorů.

Vlastnost	Tepelný detektor	Fotonový detektor
Spektrální citlivost	Široká	Omezená
Citlivost	Nízká	Vysoká
Časová konstanta	Střední	Velmi krátká
Nejčastější typ	Mikrobolometr	PtSi a InSb,
Pracovní teplota	Pokojová	Nízká
Cena	Nízká	Vysoká

3.2.2 Termogram

Termogram je výsledný termografický snímek složený z tzv. pixelů. Jednotlivé pixely pak odpovídají povrchové teplotě. Rozlišení termogramu závisí na rozlišení detektoru. Je to jeden ze základních parametrů termokamery. V současné době je standardním rozlišením 320×240 pixelů. Někdy však stačí i rozlišení menší, jindy je potřeba naopak větší. U fotonových detektorů se můžeme setkat s rozlišením až 1344×784 bodů. Termogram obsahuje informaci o teplotě každého pixelu snímku. Tyto informace můžeme dále zpracovávat pomocí softwaru FLIR Tools, kde je možno nastavit

jednotlivé parametry, jako je vzdálenost termokamery od objektu, barevná paleta, teplotní rozsah, emisivitu či nastavení relativní vlhkosti. Jeden takový snímek je vidět na Obr 3.4.



Obr 3.4 Ukázka termogramu

3.3 Zásady termografického měření

Dodržování správného používání a nastavení termokamery je z hlediska správných závěrů nejdůležitějším aspektem. Výsledný termogram je ovlivněn řadou faktorů. Neexistuje však všeobecně platný správný postup, neboť ten závisí na měřeném objektu a okolnostech měření jako např. okolní teplota, vlhkost, intenzitu proudění vzduchu, přítomnost výrazných tepelných zářičů apod. Pro stanovení povrchové teploty byl odvozen vztah:

$$T = \sqrt[4]{\frac{\frac{q_{ck}}{\sigma} + T_{pr}^4 - (1-\varepsilon) \cdot T_{od}^4}{\varepsilon}}, \quad (3.2)$$

kde q_{ck} , je součet hustoty tepelných toků mezi termografickým zařízením a pozorovaným, ε je emisivita povrchu měřeného objektu, T_{pr} je teplota termografické techniky a T_{od} je odražená teplota z okolí, [1].

Parametry, které ovlivňují přesnost měření, jsou: emisivita, zdánlivé odražené teplo, vlhkost, teplota v místě měření, vzdálenost měřeného objektu. Vzdálenost, ze které měříme je povětšinou srovnatelná, jelikož měření probíhá na stejném pracovišti, stejně jako teplota okolního prostředí a samotné termokamery. Tyto aspekty je nutné uvažovat tehdy, pokud došlo k výrazným změnám okolních teplot např. přemístění termokamery z prostředí o výrazně nižší okolní teplotě. Proto je nutné dovést kameru na pracoviště dříve, aby se mohla aklimatizovat na teplotu místnosti, [2],[21].

Hlavním důraz při nastavování termovizní kamery je kladen na nastavení emisivity povrchu analyzovaného objektu, což je v našem případě povrch lidského těla. Emisivitu je nutné nastavit před samotným měřením, u lidské kůže se tato hodnota blíží 1, konkrétně cca 0,97, [21]. Při termografickém měření je tedy nutné uvažovat i stav samotného povrchu snímaného materiálu. Než začneme měřit je nutné zbavit pokožku různých gelů, mastí, popřípadě i ochlupení a potu. Všechny tyto faktory nám mohou výsledek měření znehodnotit. Při používání termokamery jako diagnostického přístroje v medicíně je potřeba dodržet určité zásady a parametry.

1) parametry vyšetřovny:

- a) minimální plocha 9 m²
- b) konstantní teplota cca 23,5 °C
- c) relativní vlhkost 45-60 %
- d) zamezit proudění vzduchu (zavřít okna), zdroje tepla, ventilátory a klimatizace v blízkosti pacienta
- e) vhodné je stínění oken a eliminace slunečních paprsků
- f) uvažovat okolní stěny místnosti a případně odstranit reflexní materiály

2) správná příprava pacienta

aklimatizace cca 15 minut v přirozené poloze, pozorované místo musí být zbaveno oblečení a suché

3) aspekty ovlivňující měření

- a) alkoholické nápoje, kouření, káva 2 hodiny před měřením
- b) fyzická aktivita za posledních 24 hodin
- c) nošení prstýnků, řetízků, náramků apod. 4 h před vyšetřením
- d) reakce na opalování

4) standardizované vybavení

kalibrovaná termokamera, která by měla být umístěna 1 h ve vyšetřovací místnosti, aby se aklimatizovala na pokojovou teplotu

5) interpretace termogramu

vhodné nastavení parametrů (emisivita, vlhkost, okolní teplota, vzdálenost aj.),

[20]

Tabulka 3.2 Parametry užívané termokamery A615

Rozlišení termokamery	640 × 480 pixelů
Ohnisková vzdálenost	24,6 mm
Typ detektoru	Mikrobolometr
Spektrální rozsah	7.5 – 14 μm
Teplotní rozsah	-40 °C – +2000 °C

3.4 Radiofrekvenční generátor

Zákroky byly prováděny pomocí CELONLAB PRECISION, Obr 3.5 a flexibilním bipolárním aplikátorem Celon ProCurve 1200-S15 RFITT od firmy Celon. Jde o radiofrekvenční jednotku určenou k moderní nitrožilní operaci varixů. Radiofrekvenční aplikátor pracuje na základě vysokofrekvenčních elektromagnetických vln. Varixy jsou uzavřeny pomocí vysokofrekvenční energie, kterou vyzařuje bipolární elektroda - radiofrekvenční aplikátor, který je za pomoci ultrazvukového zobrazení zaveden do poškozené povrchové žíly. Uvnitř poškozené žíly zapříčiní poškození její výstelky, stažení a následnou přeměnu ve vazivový pruh, který se postupně vstřebává.



Obr 3.5 Radiofrekvenční generátor Olympus CELONLAB PRECISION

Během zákroku RFITT je elektrická impedance tkáně nepřetržitě měřena a akusticky signalizována, což umožňuje stanovit optimální rychlost vysouvání aplikátoru. Hrot aplikátoru RFITT je půlkulatý, aby se předešlo možnosti mechanického poranění žilní tkáně. Funkce regulace výstupního výkonu automaticky nastavuje energii tak, aby odpovídala odporu tkáně. Zaručuje tak, že vysokofrekvenční energie je aplikována odpovídající rychlostí a v odpovídajícím množství, aby bylo možné se vyvarovat poranění způsobenému vysokou teplotou. Ve srovnání s konvenčními chirurgickými zákroky, jako je vytrhání úseků žíly - stripping je metoda Celon RFITT mimořádně šetrnou, bezpečnou a pacienti výborně snášenou metodou, [17].

Tabulka 3.3 Specifikace CELONLAB PRECISION

Výstupní výkon	1-25 W
Kmitočet	470 kHz
Počet kanálů	1 bipolární
Napájecí napětí	200 – 240 V, 50/60 Hz

Tabulka 3.4 Specifikace Celon ProCurve 1200-S15 RFITT

Průměr	1,8 mm
Tvar hrotu	Půlkulatý
Aktivní zakončení elektrody	15 mm
Flexibilní délka elektrody	1200 mm
Délka kabelu	3 m

3.5 Systém pro laserovou ablaci

Při endovaskulárních výkonech pomocí laseru byl používán laserový systém Ceralas™ E, Obr 3.6. Laserový systém je díky svým funkcím a speciálně vyvinutou ergonomií vhodný pro lékařské použití. K nastavení veškerých parametrů jako je výkon laseru slouží dotyková obrazovka přístroje. Diodový laser integrovaným mikroprocesorem je řízen automatickým ovládáním. Uživatelská navigace, jednoduché ovládání a spolehlivý chod, který je zaručen pomocí mikroprocesoru, zajišťuje lékaři možnost soustředění se přímo na zákrok, [18].



Obr 3.6 Laserový systém Ceralas™ E

Laserové diody s duálním vláknem a s galium-arsenidovým polovodičem převádí elektrickou energii na koherentní záření o vlnové délce v rozmezí od 980 do 1470 nm s odchylkou +/- 30 nm. Maximální výstupní výkon laseru závisí na modelu, buď 10 W, 15 W nebo 30 W. Lasery CeralasTM E mohou pracovat ve dvou základních režimech, v kontinuálním nebo pulzním. Z důvodu bezpečnosti jsou laserové systémy vybaveny systémem pro automatické rozpoznání typu vlákna. Jakmile systém rozpozná, o jaký typ vlákna se jedná, může například omezit výkon u připojeného vlákna. Parametry tepelného ošetření nastavuje lékař na laserovém generátoru, [18]. Nejdůležitějším parametrem je množství energie aplikované na jednotku délky žíly - LEED (Linear Endovenous Energy Density). Ta musí být na kmeni VSM minimálně na hodnotě 70 J/cm. Nejlepších výsledků je dosahováno při hodnotě 100 J/cm. Dalším parametrem, který se používá v souvislosti na ozářený povrch je označován jako EFE (Endovenous Fluence Equivalent). Je nutné, aby veškeré parametry byly dokumentovány. Do těchto parametrů spadá průměr žíly, její délka, vlnová délka laseru, výkon laseru a doba ozáření, [19].

Tabulka 3.5 Specifikace CeralasTM E

Model	1470 nm/ 15 W/ 400 µm
Výkon	15 W
Typ laseru	Diodový GaAs laser
Vlnová délka	1470 nm
Napájení	100-240 VAC; 50-60 Hz
Spotřeba energie	350 VA

Optická vlákna

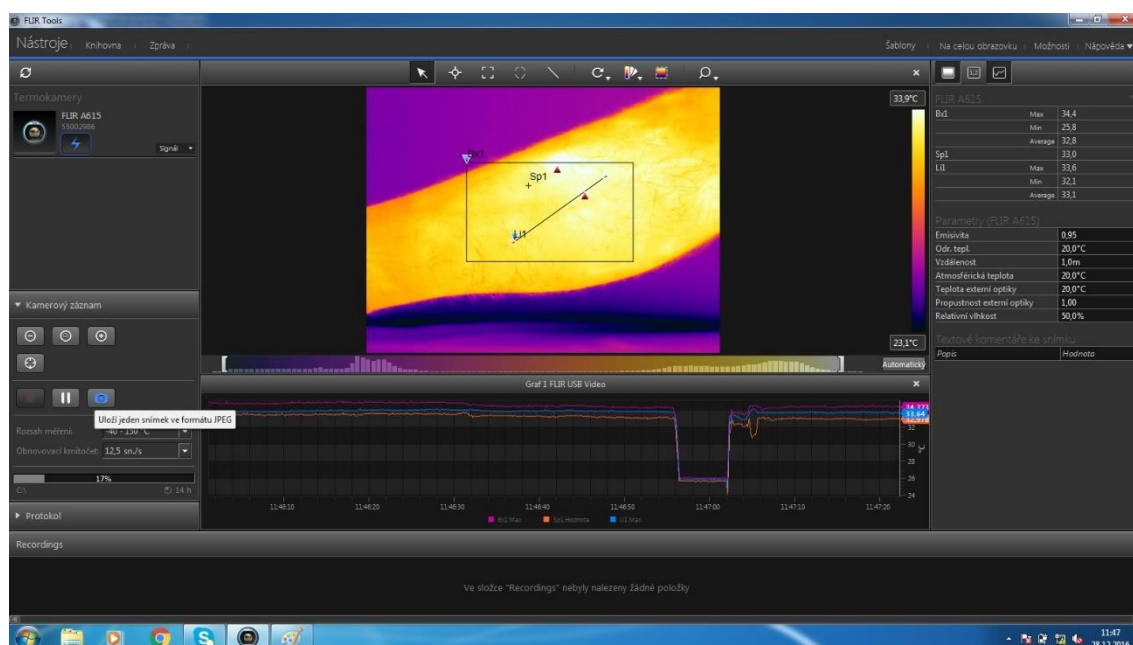
Při zákroku byla použita optická vlákna ELVeS RadialTM, která slouží k endovenózní laserové ablaci. Na distálním konci vlákna se nachází radiální část. Tato charakteristika vlákna zaručuje a vede k homogenní fototermální denaturaci a slepení léčené žíly. Vláknem by mělo být používáno pouze s diodovým laserovým přístrojem o vlnové délce 1470 nm při výkonu 15 W, 10 W a 7 W, [18].

4 REALIZACE VLASTNÍHO MĚŘENÍ

Měření bylo prováděno na soukromém pracovišti Angiocor, s.r.o. v ambulancích v Brně a ve Zlíně. Chirurgické zákroky prováděl MUDr. Lukáš Hnátak, Ph.D.

4.1 Ukládání termogramů

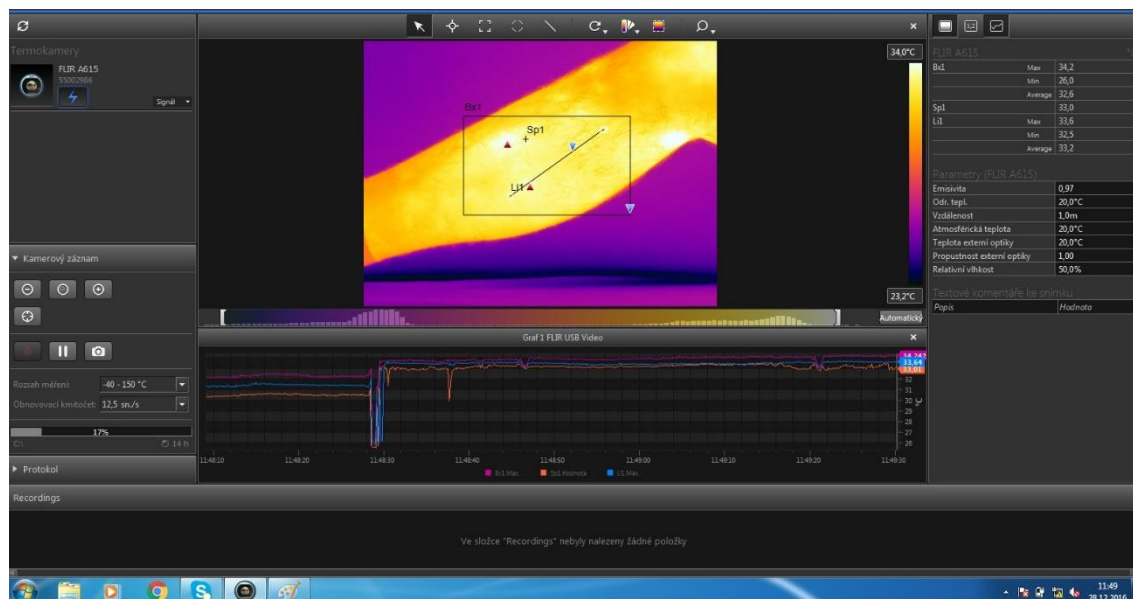
Ukládání snímků bylo provedeno stisknutím na ikonku fotoaparátu v programu FLIR Tools Obr 4.1, následně byla vybrána příslušná cesta pro uložení termogramu. Snímky bylo nutné poté zálohovat pomocí flash disku a poté byly dále zpracovávány.



Obr 4.1 Ukládání termografického snímku v programu FLIR Tools

4.2 Zpracování termogramů

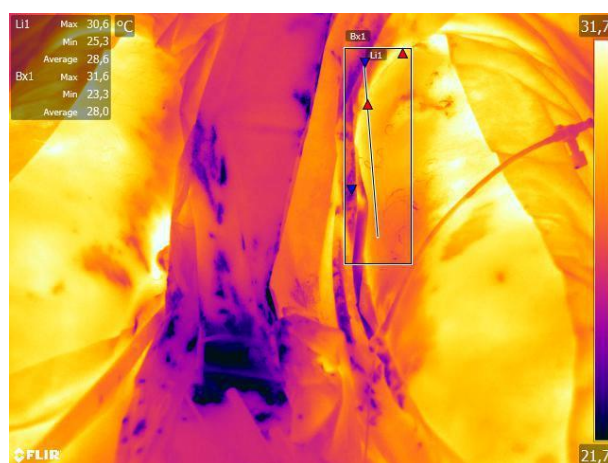
Prvotní zpracování termogramů provádí software FLIR Tools sám. Uživatel si může vybrat oblast, u které bude software ukazovat teplotu. Může si zvolit bod, lomenou čáru, obdélník nebo oválnou plochu, Obr. 4.2. Software umožňuje sledování změny teploty v čase pomocí grafu, kde je možno sledovat všechny zvolené objekty. To má velké využití pro operaci delších úseků, kdy začne odeznívat TLA.



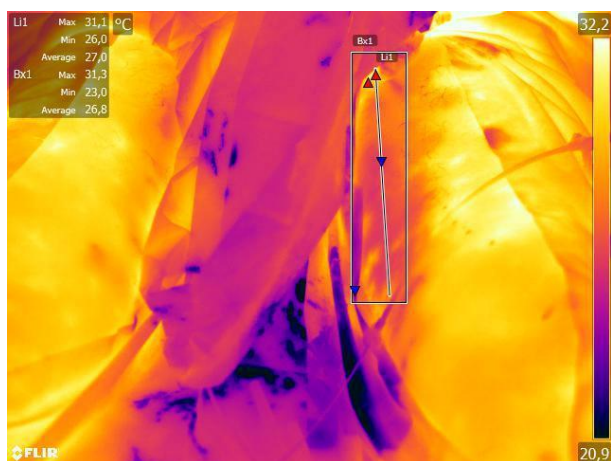
Obr 4.2 Ukázka programu FLIR Tools

Zobrazení termogramů při termoablačních metodách

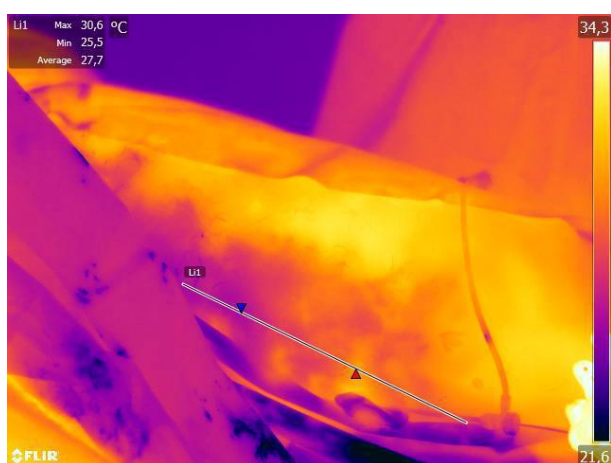
Pomocí termokamery byl měřen průběh teploty varixů před zákrokem, poté během zákroku, ihned po a po týdenní kontrole vždy u téhož pacienta. Toto hodnocení je velice orientační, provádí se jen pomocí lomené čáry, kterou vedeme po předpokládaném průběhu cévy. Nebo pomocí obdélníku, který umístíme do oblasti našeho zájmu. K vyhodnocení nám postačí program FLIR Tools. Výhodou je rychlé vyhodnocení a slouží převážně pro aplikaci anestetika.



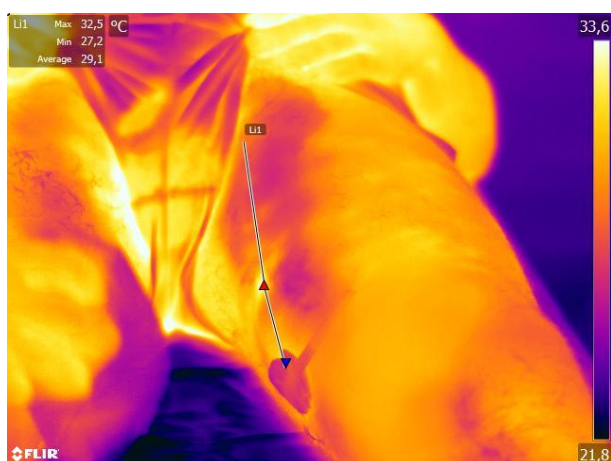
Obr 4.3 Termogram VSM před zákrokem



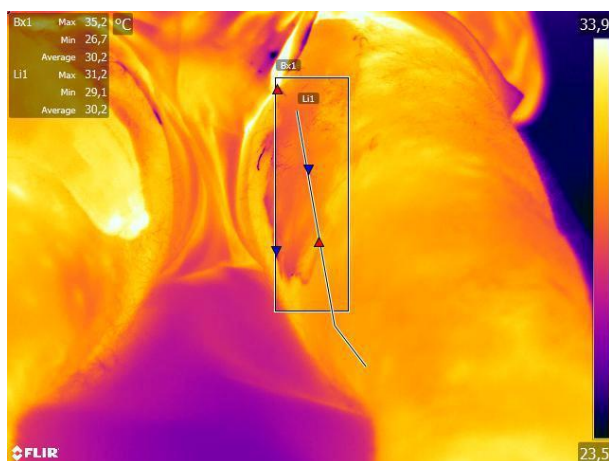
Obr 4.4 Termogram po aplikaci tumescetní anestezie



Obr 4.5 Termogram v průběhu zákroku pomocí EVLT



Obr 4.6 Termogram VSM po zákroku



Obr 4.7 Termogram VSM po týdenní kontrole

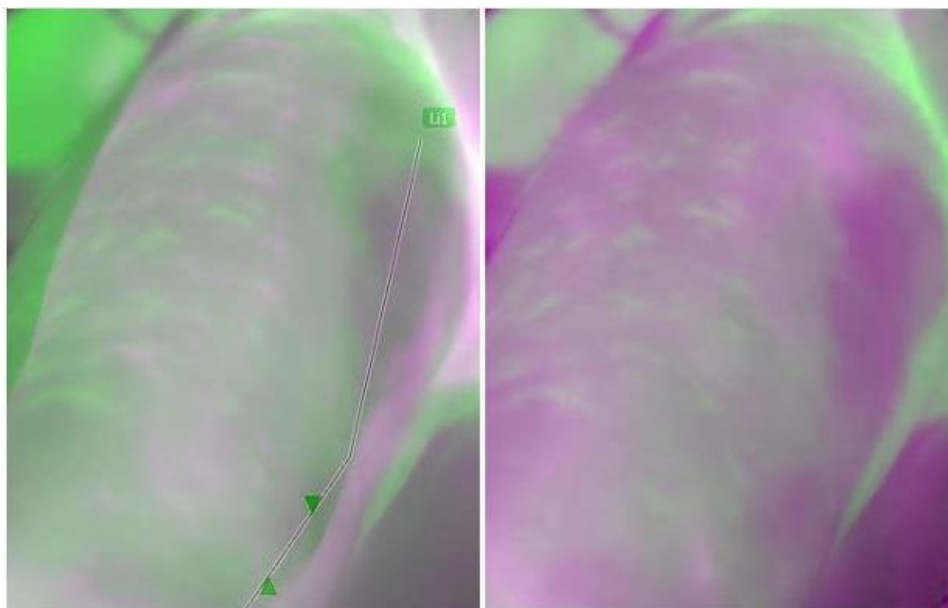
4.3 Lícování obrazů

Pro vyhodnocení termogramů před zákrokem, po zákroku a s týdenním odstupem bylo použito programové prostředí MATLAB® verze R2014a. Vyhodnocení pomocí programu FLIR Tools nemá vypovídající hodnotu, proto bylo potřeba vytvořit program, který je založen na lícování obrazů.

Vstupem programu je fixní a pohybující se snímek. Pro lícování obrazů bylo využito příkazu `imregister`, u kterého je potřeba nastavit důležité parametry.

1. Optimizátor a metrika – Nastaví se pomocí příkazu `imregconfig` na monomodální, protože obrazy, které chceme lícovat jsou měřeny pomocí stejného zařízení.
2. Geometrická transformace - Provádí se na základě podobnosti, čímž je zaručen posun, rotace a zachování stejného měřítka.
3. Vizualizační metoda – Při porovnávání dvou termografických snímků je změna teploty dána změnou barvy.

Po lícování se nám obrazy překryjí a vznikne jeden výsledný obraz. Šedé oblasti v kompozitním obrazu ukazují, kde mají oba snímky stejnou intenzitu. Fialové a zelené oblasti ukazují, kde jsou intenzity odlišné. Proto je nutné nastavit stejný rozsah teplot, ve kterých se měření provádí. Z Obr 4.8 je patrné že na operované noze došlo k teplotním změnám.

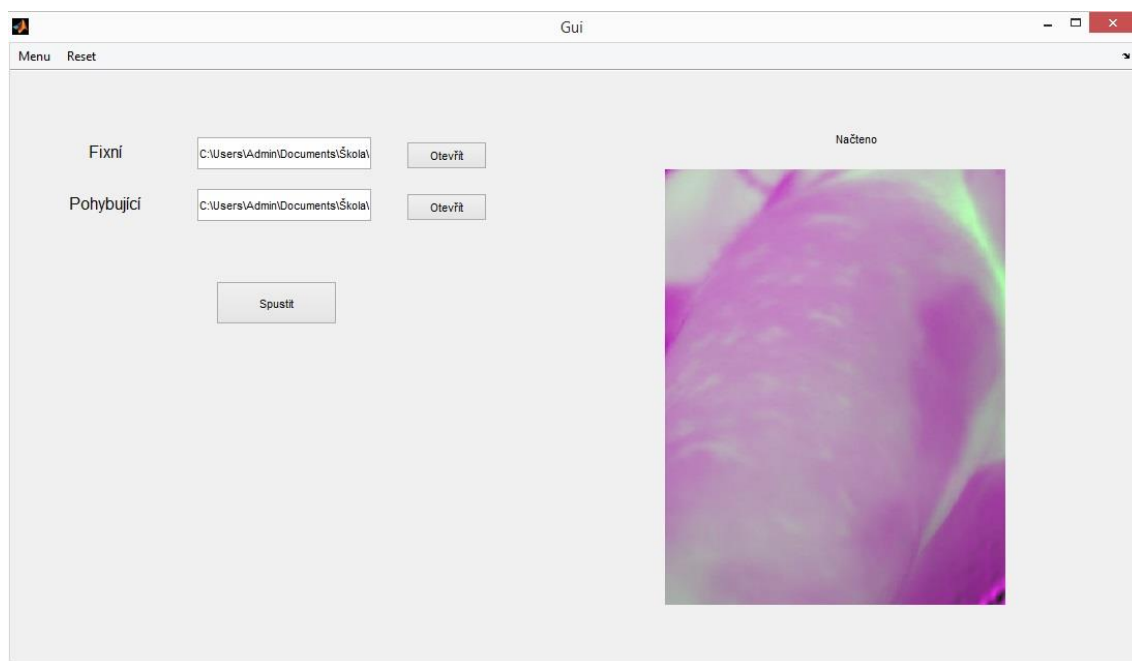


Obr 4.8 Výsledky lícování obrazů: a) Překryv snímků před provedením lícování.
b) Překryv snímků po provedeném lícování.

4.4 Uživatelské rozhraní

Pro snadnější ovládání programu bylo vytvořeno uživatelské rozhraní. V této kapitole je popsáno ovládání a různé možnosti nastavení programu. Program je navržen pro vyhodnocování změny teploty v termosnímcích. Vstupem programu jsou dva snímky, které mohou být vybrány po stisknutí tlačítka „Otevřít“. Je nutné načíst dva snímky, v opačném případě nepůjde program spustit a bude zobrazena chybová zpráva. Po vybrání snímků, které chceme porovnávat, se program spustí pomocí tlačítka „Spustit“. Poté program provede lícování snímků a vykreslí výsledný obraz. Může dojít k tomu, že se obrazy nepřekryjí přesně z důvodu, že nejsou snímky zaznamenány ze stejného úhlu snímání. Součástí programu je i „Menu“, kde si můžeme výsledný obraz uložit. Pomocí

tlačítka „Reset“ dojde k vymazání lícovaného snímku. Ukázka uživatelského rozhraní je na Obr. 4.9.



Obr 4.9 Ukázka uživatelského rozhraní

5 OVĚŘENÍ A VÝSLEDKY MĚŘENÍ

Funkčnost navrženého algoritmu a jeho realizace, byla ověřena na experimentálních datech. V této kapitole bude podrobněji popsáno experimentální ověření a dále bude uvedeno 5 dosažených výsledků na 5 typických výkonech.

5.1 Experimentální ověření

Experimentální ověření na modelu cévy a biologické tkáni mělo být nápomocné pro lepší pochopení termoablačních metod.

Experiment na modelu cévy

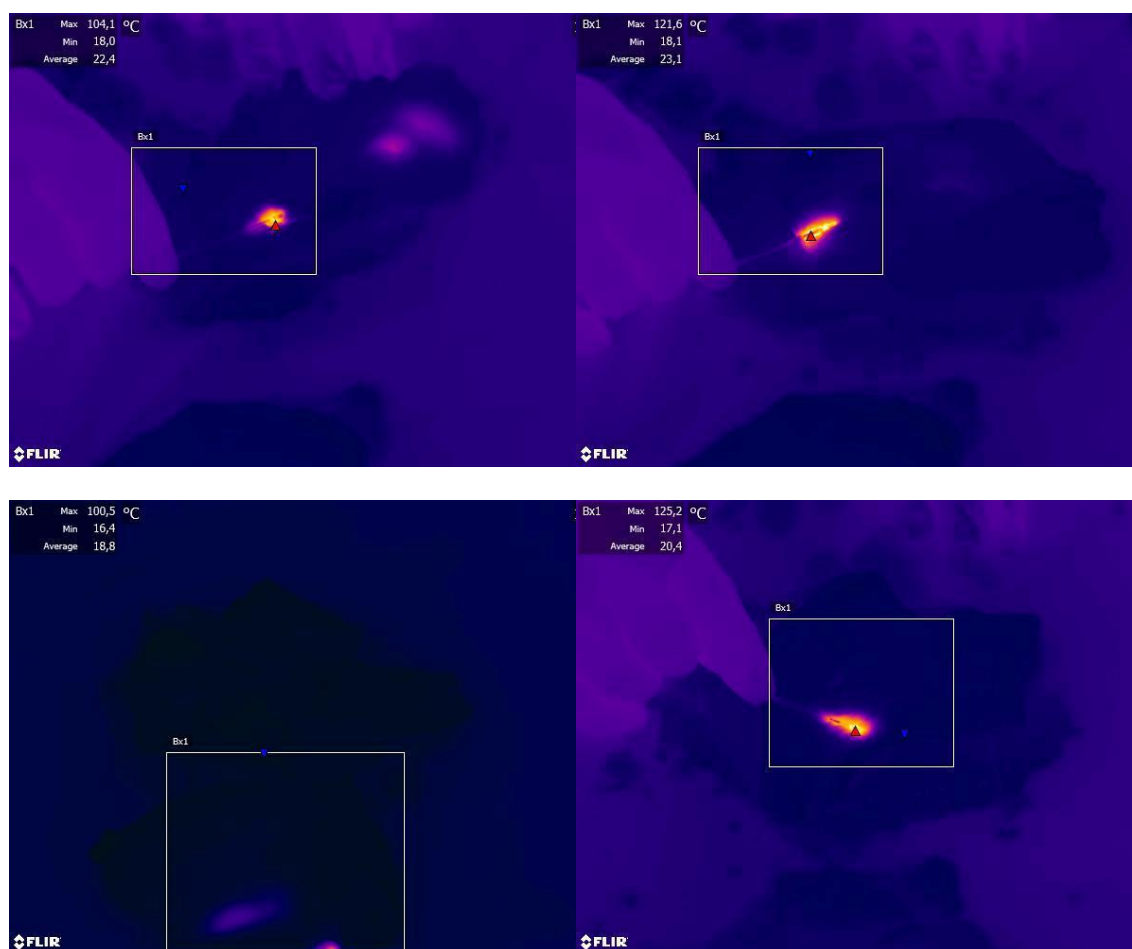
Na modelu cévy, tvořeného plastovou trubičkou, naplněného tekutinou podobné krvi jsme zjistili, že na spálení žíly o průměru 6 mm a délce 10 cm pomocí vysokofrekvenčního aplikátoru při maximální teplotě 86 °C je potřeba 317 sekund Obr. 4.2. U metody EVLT, kde pálení žíly probíhá pomocí laseru trval výkon 84 sekund, jelikož maximální teplota, kterou jsme žílu pálili dosahovala 108,8 °C Obr.4.3. Teplotní i časové hodnoty odpovídají teoretickým předpokladům. Experiment byl prováděn ex vivo.



Obr 5.1 Experimentální ověření na modelu cévy – a) RFITT ex vivo, b) EVLT ex vivo

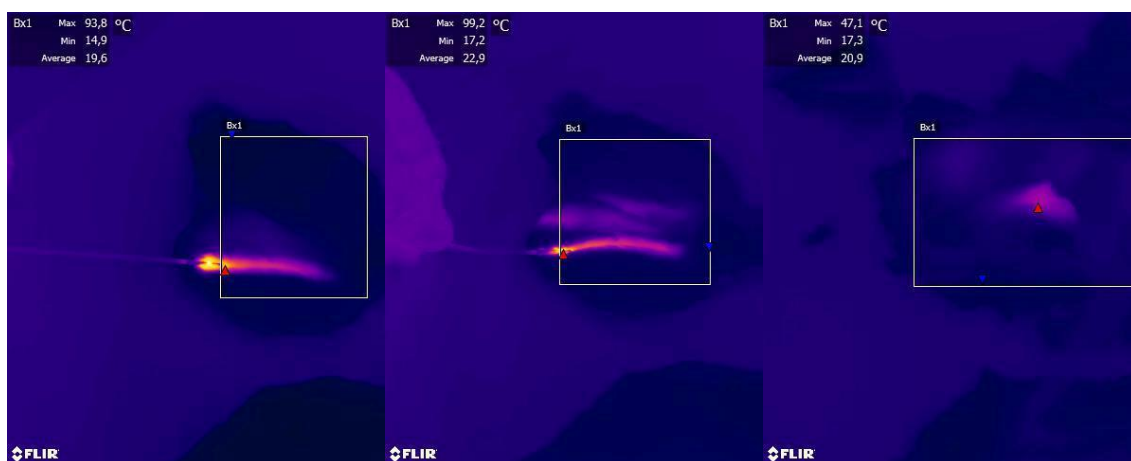
Experiment na biologické tkáni

Experiment byl prováděn na telecím mase. Ablace probíhala pomocí RFITT i EVLT. Při RFITT byla použita elektroda Celon ProCurve 1200-S15 při výkonu 18 W a elektroda Celon ProSurge micro 100-T09 při stejném výkonu. Při EVLT byla také použita dvě optická vlákna ELVeS RadialTM a ELVeS RadialTM 2 ring slim při výkonu 10 W.

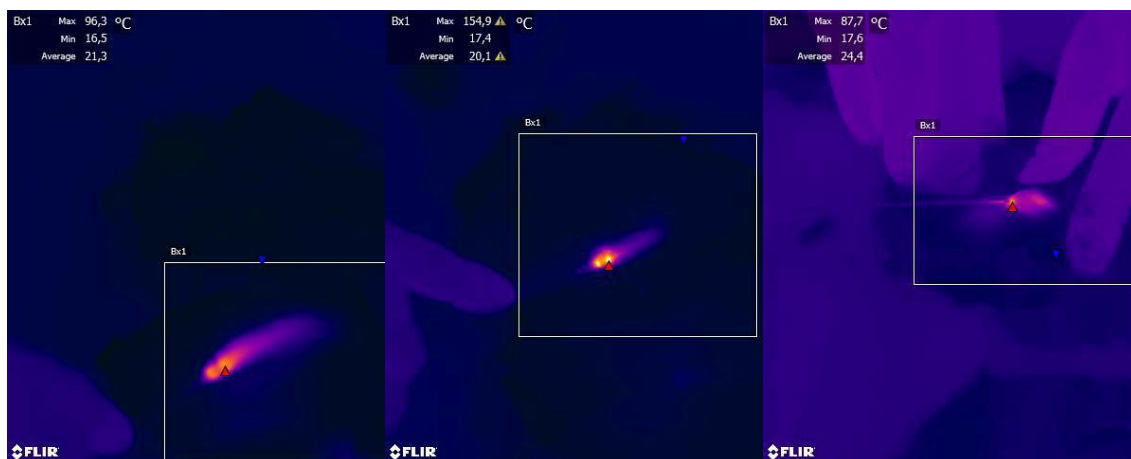


Obr 5.2 Maximální teploty při pálení a) RFITT – tuková tkáň, b) RFITT – svalová tkáň, c) EVLT – tuková tkáň, d) EVLT – svalová tkáň

Experiment potvrdil teoretické předpoklady, že elektroda a optické vlákno s menším průměrem dosahuje rychleji potřebné teploty pro destrukci tkáně. Potřebná teplota pro ablaci tkáně se lišila podle typu elektrody a optického vlákna. Nejvyšších teplot bylo dosaženo při pálení svalové tkáně, nejnižších teplot při pálení tukové tkáně, Obr 5.2. Pomocí laseru stačila pro spálení obou tkání asi o 5 °C nižší teplota. Důležitým aspektem bylo, jestli maso bylo vlhké nebo vysušené Obr 5.3 a 5.4.



Obr 5.3 RFITT – a) Celon ProCurve 1200-S15 - povrch, b) Celon ProSurge micro 100-T09 - povrch, c) Celon ProSurge micro 100-T09 - pod povrchem



Obr 5.4 EVLT a) ELVeS Radial™ a - povrch, b) ELVeS Radial™ 2 ring slim - mokrý povrch, ELVeS Radial™ 2 ring slim - pod povrchem

Byla provedena i simulace zákroku bez anestezie, kdy se do masa napíchla sonda RFITT i EVLT. Zákrok se prováděl za operačních hodnot, tj. výkonu i dosažených teplot.

U RFITT v hloubce asi 2 cm byla na povrchu zaznamenána teplota 47,1 °C. U laserové ablace byla teplota podstatně vyšší, konkrétně 87,7 °C, Obr 5.3 a 5.4.

5.2 Vlastní měření na cévách

Pro účel této práce byly pořízeny snímky termokamerou FLIR A615. Výsledné snímky mají rozměry 640×480 pixelů. Kamera obsahuje mikrobolometrický detektor a zobrazuje spektrální pásmo 7.5 – 14 μm.

- Snímání bylo prováděno před zákrokem, v průběhu zákroku, po zákroku a s týdenním odstupem. Důležité je provádět měření ze stejné vzdálenosti a pod stejným úhlem snímání pro potřeby dalšího zpracování.

- Změna teploty v operované části je dána použitím anestetika, uzavřením cévy, vytvořením nežádoucích zánětů nebo rekanalizací cévy.

- U některých zákroků může docházet k pomalejšímu odeznívání tumescentní anestezie. V těchto případech je vhodné počkat, než odezní, aby nedošlo ke zkresleným výsledkům. Primárně z hlediska kliniky nás však zajímá termogram před zákrokem a po týdenní kontrole.

Nesourodé teplotní rozdíly před a po operaci mohou být ovlivněny několika faktory:

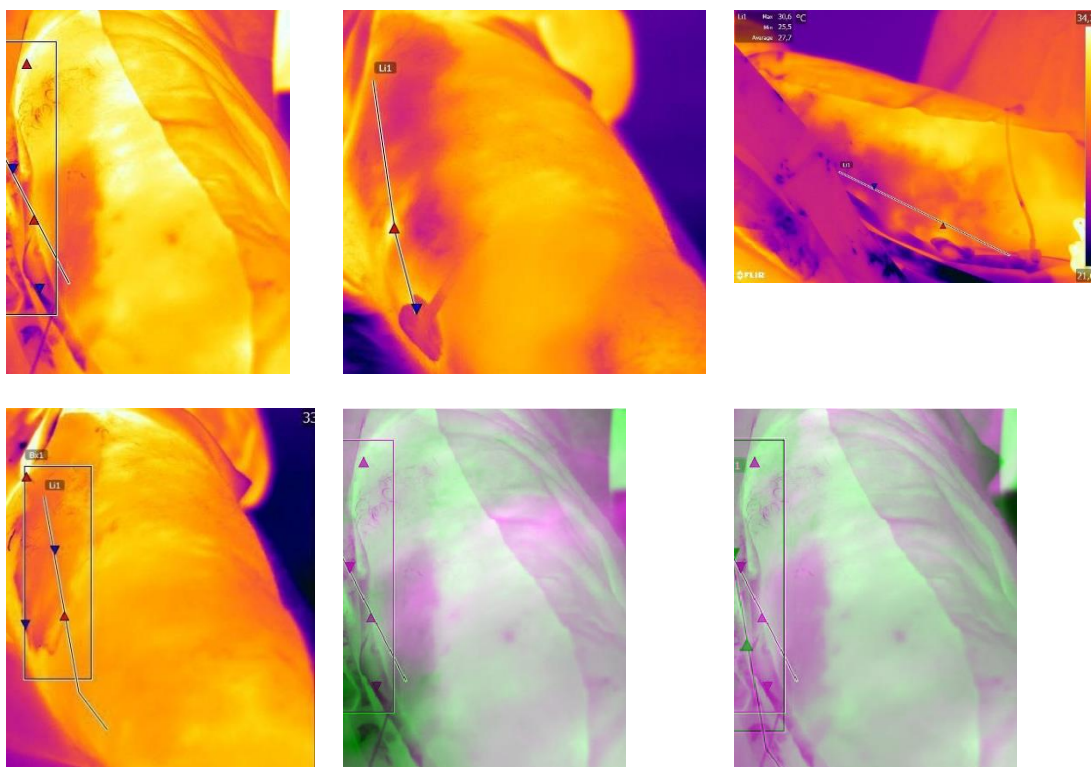
- Konstitucí pacienta – kdy kmenová žíla se nachází hlouběji v podkoží
- Průměrem insuficientní kmenové žíly,
- Lokalizací a průměrem na kmenovou žílu navazujících varikozit
- Jiný zdroj refluxu, který se začne projevovat až v pooperačním období, protože před zákrokem byl potlačen hlavním zdrojem refluxu ve kmenové žíle. Nejčastěji se jedná o insuficientní perforátor.

Bylo sledováno celkem 26 osob z nichž každá obsahuje minimálně 3 snímky, což odpovídá záznamu před zákrokem, v průběhu zákroku a po zákroku. Měření bylo prováděno ve dvou variantách. První variantou je použití metody RFITT (8 pacientů), druhou variantou je metoda EVLT (18 pacientů).

Následně je uvedeno 5 typických výsledků měření u pacientů A až E.

Pacient A

Pacient A, dle protokolu měření č. 8: BMI 38,4; CVD dle CEAP: C1,2,3,4a Ep As Pr; Rozsah postižení VSM dle Hachovy klasifikace: st. II.; Refluxní čas ve VSM 2,4 s; Výkon generátoru: 18 W, Délka žíly: 28 cm; Čas výkonu: 361,3 s; Spotřebovaná energie: 2560,3 J.



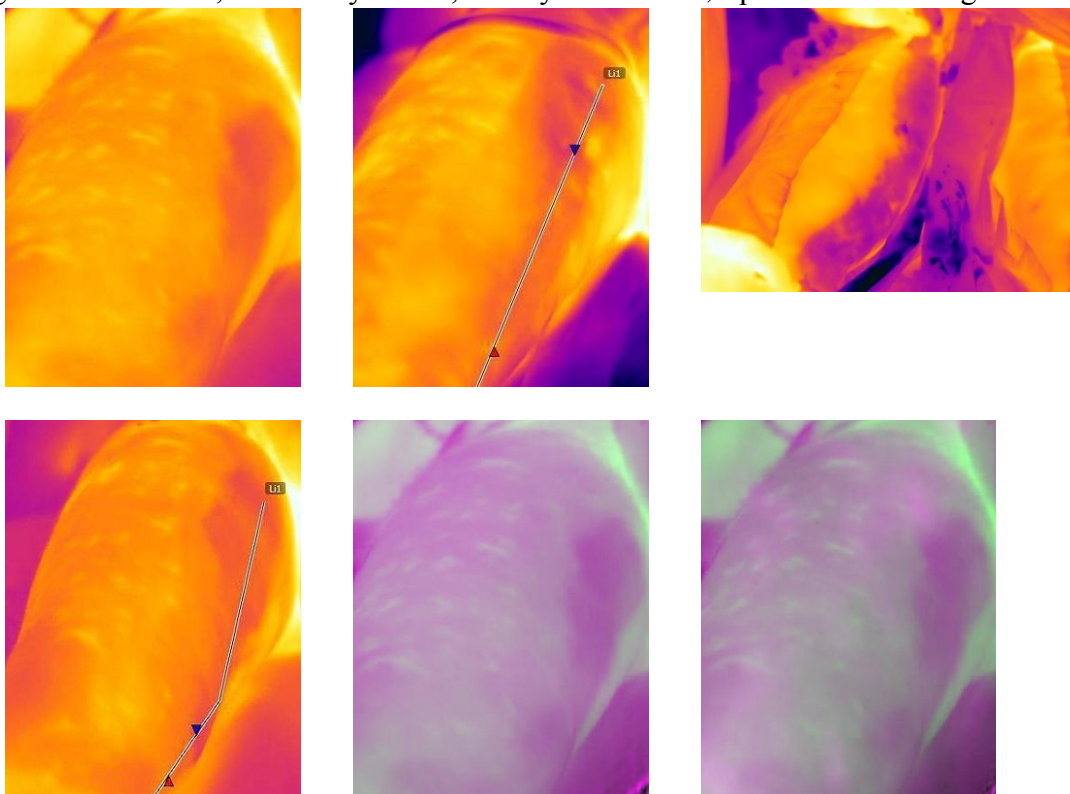
Obr 5.5 RFITT - a) před zákrokem, b) po zákroku, c) průběh zákroku, d) kontrola po týdnu, e) lícování obrazů před zákrokem a ihned po zákroku, f) lícování obrazů před zákrokem a po týdenní kontrole

V klidné lokální tumescentní anestézii byla provedena RFITT insuficientního úseku VSM. Komentované snímky jsou na Obr. 5.5. Je patrný teplotní rozdíl mezi termogramy a) a c) v operovaném oblasti. To je dáno použitím TLA. Jako tumescentní roztok použit Fyziologický roztok o objemu 250 ml s 1 % mesocianem. K zákroku použito celkem 160 ml tumescentního roztoku. V důsledku eliminace refluxu z kmenové žíly nastává bezprostředně po zákroku vasospasmus na VSM navazujících varikozních žil. Tento klinický obraz koreluje s termografickým nálezem. Na termogramech a) a b) je patrné, že uzavřením varikozní žíly dojde k ochlazení okolí. Tento závěr lze udělat i bez lícování obrazů. Může být zkresleno z důvodu nevypřechání TLA. Týden po operaci VSM

obliterovaná, bez známky rekanalizace a bez perivaskulární reakce v podkoží. Na snímcích e) a f) jsou lícované obrazy, které jsou srovnatelné, z toho vyplývá, že po týdenní kontrole je teplotní změna stejná jako bezprostředně po zákroku.

Pacient B

Pacient B, dle protokolu měření č. 19: BMI 22,6; CVD dle CEAP: C1,2 Ep As Pr; Rozsah postižení VSM dle Hachovy klasifikace: st. III.; Refluxní čas ve VSM 3,1 s; Výkon generátoru: 10 W; Délka žíly 30 cm, Čas výkonu: 253 s; Spotřebovaná energie: 2450 J.



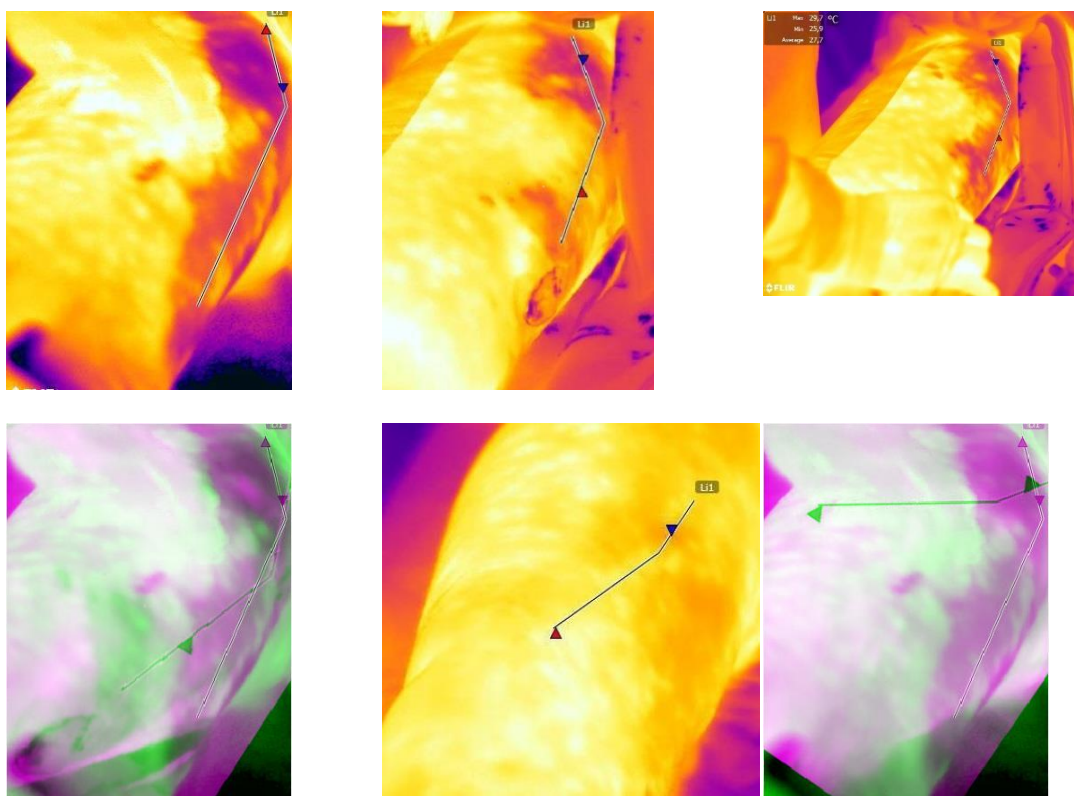
Obr 5.6 EVLT - a) před zákrokem, b) po zákroku, c) průběh zákroku, d) kontrola po týdnu, e) lícování obrazů před zákrokem a ihned po zákroku, f) lícování obrazů před zákrokem a po týdenní kontrole.

V klidné lokální tumescentní anestézii byla provedena EVLT insuficientního úseku VSM. Komentované snímky jsou na Obr. 5.6. Jako tumescentní roztok použit fyziologický roztok o objemu 250 ml s 1 % Mesocianem o objemu 25 ml. Termogram c) ukazuje výrazné ochlazení tkáně. To zabraňuje poškození okolní tkáně. K zákroku použito celkem 125 ml tumescentního roztoku. V důsledku eliminace refluxu z kmenové žíly nastává bezprostředně po zákroku vasospasmus na VSM navazujících varikozních

žil. Tento klinický obraz nekoreluje s termografickým nálezem. Na termogramech a) a b) nejsou patrné žádné teplotní změny v okolí žíly. Týden po operaci VSM obliterovaná, bez známky rekanalizace, bez perivaskulární reakce. Epifasciální varikozity navazující na VSM jsou kolabované s redukovaným lumen ve vertikální poloze pacienta, ani zde termogram nekoreluje s nálezem. Ačkoliv lícování termogramů proběhlo úspěšně, nelze vyvodit žádný závěr. Operovaná žíla byla hlouběji pod povrchem kůže, proto nejsou patrné výrazné teplotní změny.

Pacient C

Pacient C, dle protokolu měření č. 24: BMI 36,8; CVD dle CEAP: C1,2,3 Ep As Pr; Rozsah postižení VSM dle Hachovy klasifikace: st. II.; Refluxní čas ve VSM 2,7 s; Výkon generátoru: 10 W; Délka žíly: 23 cm; Čas výkonu: 217,4 s, Spotřebovaná energie: 2127,2 J.

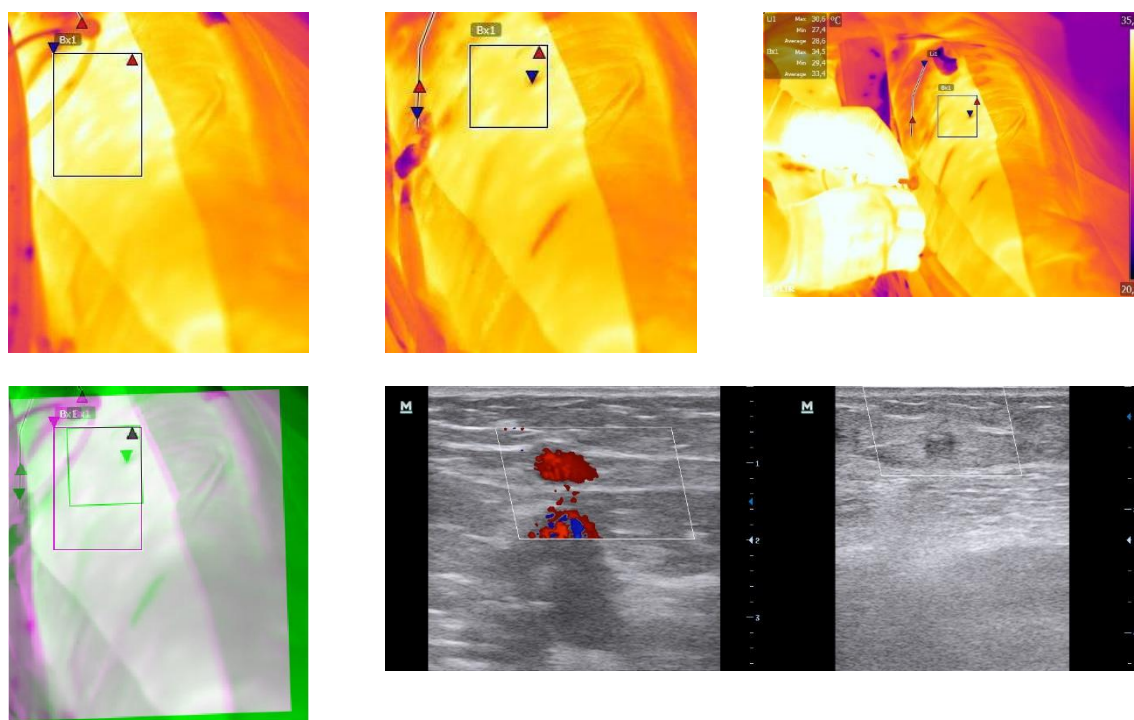


Obr 5.7 EVLT - a) před zákrokem, b) po zákroku, c) průběh zákroku, d) lícování obrazů před zákrokem a ihned po zákroku, f) lícování obrazů před zákrokem a po týdenní kontrole.

V klidné lokální tumescentní anestézii byla provedena EVLT insuficientního úseku VSM. Komentované snímky jsou na Obr. 5.7. Jako tumescentní roztok použit Fyzilogický roztok o objemu 250 ml s 1 % mesocianem o objemu 25 ml. K zákroku použito celkem 140 ml tumescentního roztoku. V důsledku eliminace refluxu z kmenové žíly nastává bezprostředně po zákroku vasospasmus na VSM navazujících varikozních žil. Tento klinický obraz koreluje s termografickým nálezem. VSM je na termogramu a) již infiltrována pomocí TLA. Středem našeho zájmu byla patrná světlá oblast v levé horní oblasti. Ta ihned po zákroku zmizí. Týden po operaci VSM obliterovaná, bez známky rekanalizace, bez perivaskulární reakce. Epifasciální varikozity navazující na VSM jsou kolabované s redukovaným lumen ve vertikální poloze pacienta. Z důvodu snímání z jiného úhlu nebylo možno termogramy vyhodnotit za základě jejich lícování.

Pacient D

Pacient D, dle protokolu měření č. 25: BMI 26,3; CVD dle CEAP: C1,2 Ep As Pr; Rozsah postižení VSM dle Hachovy klasifikace: st. II.; Refluxní čas ve VSM 2,7 s.; Výkon generátoru: 10 W, Délka žíly: 20 cm; Čas: 306,1 s; Spotřebovaná energie: 2984, 6 J.

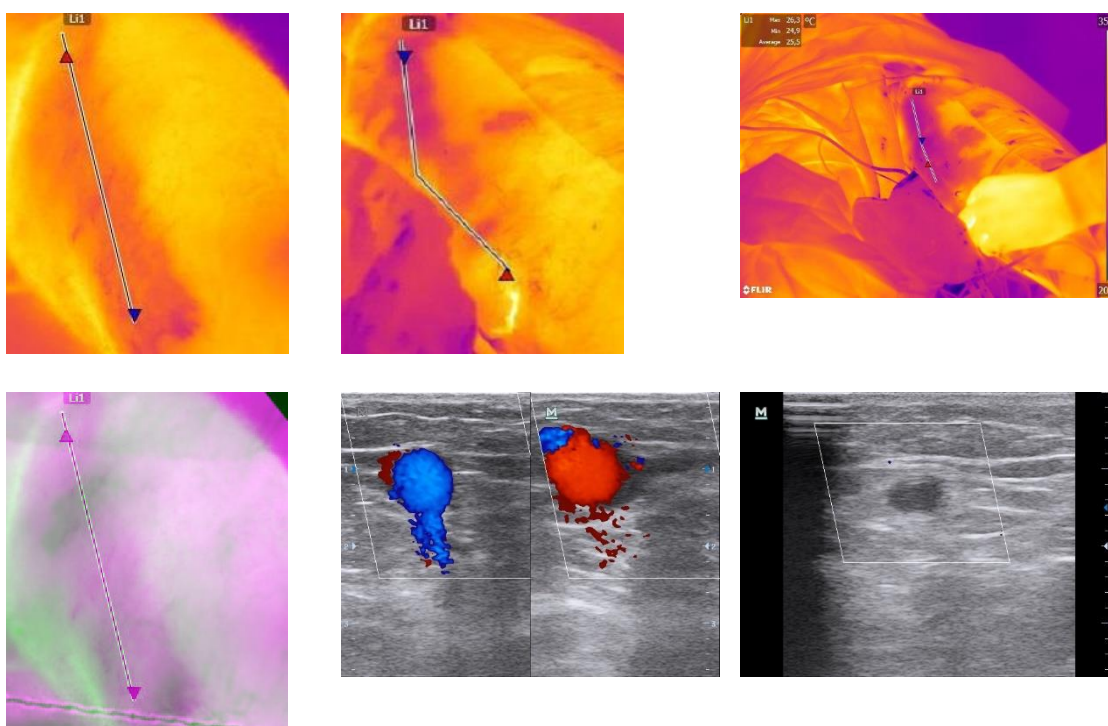


Obr 5.8 EVLT - a) před zákrokem, b) po zákroku, c) průběh zákroku, d) lícování obrazů před zákrokem a ihned po zákroku, e) insuficientní VSM před EVLT, f) obliterovaná VSM po operaci.

V klidné lokální tumescentní anestézii byla provedena EVLT insuficientního úseku VSM. Komentované snímky jsou na Obr. 5.8. Jako tumescentní roztok použit Fyzilogický roztok o objemu 250 ml s 1 % mesocianem o objemu 25 ml. Zákrok bylo nutné provést po částech. Na termogramu c) je znázorněna první část zákroku. K zákroku použito celkem 120 ml tumescentního roztoku. V důsledku eliminace refluxu z kmenové žíly nastává bezprostředně po zákroku vasospazmus na VSM navazujících varikozních žil. Tento klinický obraz koreluje s termografickým nálezem, při termografii teplota kůže nižší jak před operací. Sledovaná oblast je znázorněna na termogramech a) a b). Lícování obrazu prokázalo ochlazení kůže. Kde sledovaná oblast má světlejší zabarvení, oproti okolí, kde je obraz šedivý. Na obrázcích e) a f) jsou ultrazvukové snímky před zákrokem a po zákroku, kde je prokázáno uzavření cévy.

Pacient E

Pacient č. 26: BMI 34,5; CVD dle CEAP: C1,2 Ep As Pr; Rozsah postižení VSM dle Hachovy klasifikace: st. II.; Refluxní čas ve VSM 2,7 s; Výkon generátoru: 18 W, Délka žíly 26 cm, Čas výkonu: 514,8 s; Spotřebovaná energie: 3016,6 J.



Obr 5.9 RFITT - a) před zákrokem, b) po zákroku, c) průběh zákroku, d) lícování obrazů před zákrokem a ihned po zákroku, e) reflux ve VSM před operací, f) obliterovaná VSM po operaci.

V klidné lokální tumescentní anestézii byla provedena RFITT insuficientního úseku VSM. Komentované snímky jsou na Obr. 5.9. Jako tumescentní roztok použit fyziologický roztok o objemu 250 ml s 1 % mesocianem o objemu 25 ml. K zákroku použito celkem 120 ml tumescentního roztoku. V důsledku eliminace refluxu z kmenové žíly nastává bezprostředně po zákroku vasospasmus na VSM navazujících varikozních žil. Tento klinický obraz nekoreluje s termografickým nálezem, neboť ještě zcela neodezněla TLA a jednalo se o hlouběji uloženou cévu. Týden po operaci VSM obliterovaná, bez známky rekanalizace, bez perivaskulární reakce. Epifasciální varikozity navazující na VSM jsou kolabované s redukováním lumen ve vertikální poloze pacienta. Uzavření žíly je patrné na ultrazvukovém snímku na obrázku f).

6 ZHODNOCENÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

V této kapitole jsou popsány problémy, které mohou nastat v průběhu zpracování snímků a interpretace dosažených výsledků. Nejproblematictější částí z hlediska zpracování se jeví část, ve které probíhá lícování obrazů, což je dáno zejména velkou variabilitou, co se týče osob, jejich fyzických vlastností, nastavení rozsahu termokamery a místa snímání.

Nejdůležitějším úkolem pro dosažení úspěšného vyhodnocení je umístění termokamery. Na operovaných oblastech nejsou žádné výrazné body jako je tomu například u obličeje. Tyto zásady je potřeba dodržet, pokud chceme termovizní zařízení využívat jako podpůrnou diagnostickou metodu. Jestliže má kamera sloužit jen ke sledování průběhu zákroku, tak je umístění termokamery na vlastní volbě uživatele.

Termovizní zařízení lze pro diagnostiku použít v případě, jedná-li se o povrchové žíly, uložené do 1 cm pod kožním povrchem. Termokamera slouží pro snímání povrchové teploty, proto ji nelze využít u osob s větším množstvím tukové vrstvy.

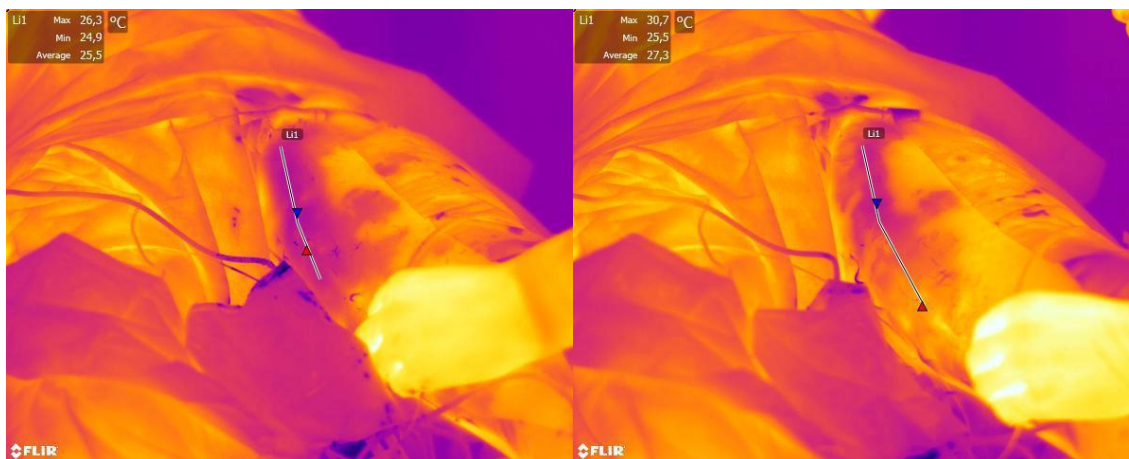
K podrobnějšímu pochopení termoablačních metod přispělo experimentální ověření jednotlivých výkonů. Bylo možné zhodnotit, jakých teplot dosahuje jednotlivá metoda při použití různých průměrů elektrod, v uzavřené trubici a na rozdílné tkáni. RFITT je systém, kde energie závisí na odporu tkáně. Čím vyšší odpor, tím generátor dodává vyšší napětí na elektrodu (respektive mezi póly elektrody). Svalová tkáň klade větší odpor, proto je potřeba vyšší teplota pro její spálení. Při laserové ablaci je foton absorbován vodou. Svalová tkáň obsahuje asi 75 % vody a tuková tkáň asi 25 % vody, proto dochází u svalové tkáně k absorpci většího množství fotonů. Z tohoto důvodu je potřeba vyšší teplota pro spálení svalové tkáně. Při použití optických vláken o různých průměrech, ale použití stejného výkonu, je vyzařovaná teplota podmíněna difrakčním jevem. Proto se dosahuje vyšších teplot u vlákna s menším průměrem. U metody RFITT je tento rozdíl dán plochou elektrod. Může vést ke zkvalitnění výkonu i v jiných oblastech medicíny při práci s laserem nebo vysokofrekvenčními noži. Při výkonu s elektrodami a optickými vlákny o menším průměru by se mělo použít většího množství anestetika, jelikož se může dosáhnout podstatně vyšších hodnot než při operaci s většími průměry.

Prvním cílem práce bylo zjistit účinnost anestezie. Tento cíl se podařilo splnit. Při experimentech se ukázalo, že RFITT dosahuje teploty až kolem 100 °C, laser při maximálním výkonu až kolem 140 °C. Díky anestezii dojde na povrchu těla k ochlazení až o 10 °C. V hlubších místech může být teplota i nižší. Metoda RFITT může být zdlouhavá z důvodu karbonizace (černé místo) na konci elektrody. Ta se musí vytáhnout a očistit Obr. 6.1 Pak může dojít k odeznění anestezie a je potřeba anestetikum doplnit Obr. 6.2. Odeznění lze zaznamenat pomocí termokamery a předejít tak popáleninám. Aplikace TLA trvala 140 s, k odeznívání došlo po 700 s. Z toho plyne, že pokud zákrok po aplikaci TLA nebude trvat déle než 560 s nemělo by dojít k popálení okolní tkáně. V našem případě u Pacienta E trval samotný zákrok 514,8 s. K samotnému zákroku nedojde ihned po aplikaci TLA z důvodu dalších příprav. Na obrázku je patrné, že došlo díky odeznění tumescence ke zvýšení povrchové průměrné teploty o 1,8 °C, v maximech o 5,8 °C.

Podle studie L. Veverkové a kol., která probíhala v letech 2004-2013 bylo patrné bodové popálení u 12,67 % ze 130 pacientů. Ke všem došlo v době, kdy se nepoužívala TLA. Zákroky se prováděly pod celkovou nebo spinální anestézií. Pacient tak nepocíťoval žádnou bolest nebo pálení, [24].



Obr 6.1 Karbonizace bipolární elektrody



Obr 6.2 Odeznění anestetika v průběhu zákroku

Z důvodu malého prostoru pracoviště se u několika měření nepodařilo docílit přesného lícování obrazů. Termokamera se musela přesouvat, aby nebránila vlastnímu výkonu. Proto nejsou snímky pořízeny ze stejného místa a pod stejným úhlem snímání. Pokud se jednalo o povrchově uloženou cévu bylo možné záznamy pořízené v jeden den úspěšně lícovat a provést u nich vyhodnocení. V průběhu dalšího měření bude nutno snímat ze stejného místa. Efektivita výkonů má vypovídající hodnotu po roce až 5 letech. Proto zatím nelze výsledky statisticky zpracovat. V našem měření bylo s týdenním odstupem dosaženo 100% úspěšnosti zákroků.

Termografie je pro použití při endovaskulárních výkonech použitelná zejména pro sledování zákroku. Ke změnám teplot dochází v celé operované oblasti. Pomocí navrženého algoritmu pro lícování obrazů je možno využít pro hodnocení pooperačních stavů nekompletní rekanalizace v déle trvajícím follow up nebo apopálenin, kdy dojde k výraznému zvýšení teploty oproti předchozímu vyšetření. Rekanalizaci je nutno potvrdit ultrasonografickým vyšetřením. Existuje předpoklad, že za dodržení identických podmínek termografického měření může být pozorována vyšší teplota v místě prováděného zákroku v pooperačním období v důsledku probíhající zánětlivé reakce v okolí termicky řešené žíly. Zánětlivá reakce je spojena s hyperemií postiženého místa, což bývá spojeno s nárůstem povrchové teploty. Termografie by mohla odhalit již počínající změny ještě před plným rozvojem zánětlivé reakce. V této situaci by se včasným zásahem, vhodně nastavenou terapií dalo předejít rozvoji zánětlivé reakce. Daná

skutečnost je však jen teoretickým předpokladem a v rámci našeho sledování se ji nepodařilo prokázat.

LITERATURA

- [1] BERNARD V., STAFFA E., MORNSTEIN V., BOUREK A.: *Infrared camera assessment of skin surface temperature – Effect of emissivity*. Physica Medica-European Journal of Medical Physics. 2013;29(6):583-591
- [2] BERNARD V., STAFFA E., MORNSTEIN V.: *Úskali termografického měření v medicíně*. Clinician and Technology (Lékař a technika). 2012;4: 5-10. ISSN 0301-5491
- [3] BUTLER NR., BLACKWELL R., MURPHY R., SILVA R., MARSHALL CA. *Low-cost uncooled microbolometer imaging system for dual use*. 1995 / 01 / 01 /, 1995.
- [4] CAGGIATI A., *Fascial relationships of the long saphenous vein*. Circulation. 1999, stránky 2547-2549
- [5] CAGGIATI A., *Fascial relationship of the short saphenus vein*. J Vasc Surg. 2001, 34: 241-6.
- [6] CAVEZI A., LABROPOULOS N., PARTSCH H. et al. *Duplex ultrasound investigation of the veins in chronic venous disease of the lower limbs - UIP consensus document. Part II, Anatomy*. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery. 2006;31, stránky 288-299.
- [7] Ceram ptee společnost biolitec, CERALAS™ E, technická dokumentace
- [8] GOODYEAR S. J., NYAMEKYE I. K., *Radiofrequency ablation of varicose veins: Best practice techniques and evidence*, Phlebology 2015, Vol. 30(2S) 9–17
- [9] HNÁTEK L., DUBEN J., DUDEŠEK B., GATĚK J.: *Endoluminální radiofrekvenční ablace křečových žil*. Rozhledy v chirurgii, 2007, roč. 86, č. 11, s. 581 – 585. ISSN 0035-9351
- [10] HNÁTEK L., *Radiofrekvenční ablace - součást protokolu péče o pacienty s chronickou bér covou ulcerací žilní etiologie*, Brno: Masarykova univerzita, 2012, Disertační práce
- [11] HRAZDIRA I., MORNSTEIN V., *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*, Neptun 2001, dotisk 2004, ISBN80-902896-1-4
- [12] HRAZDIRA I., *Úvod do ultrasonografie v otázkách a odpovědích*, Brno: Fakultní nemocnice u Sv. Anny, 2008
- [13] HSIEH C-C., WU C-Y., JIH F-W., SUN T-P., *Focal-plane-arrays and CMOS readout techniques of infrared imaging systems*. Circuits and Systems for Video Technology, IEEE Transactions on. 1997;7(4):594-605.

- [14] KOZLOWSKI LJ., ARIAS JM., TENNANT WE., *Experimental comparison of staring IR sensor technologies including PV HgCdTe, PV InGaAs, and quantum well GaAs/AlGaAs*. 1995 / 01 / 01 /, 1995.
- [15] MANN A. *Infrared Optics and Zoom Lenses*. Society of Photo Optical; 2009.
- [16] MOZES G, GLOVIZSKI P. *New discoveries in anatomy and new terminology of leg veins: clinical implications*. Vascular and Endovascular Surgery. 2004; 38, stránky 367-374.
- [17] Olympus CELONLAB PRECISION, technická dokumentace
- [18] ROGALSKI A. Review: *Infrared detectors: status and trends*. Progress in Quantum Electronics. 2003; 27:59-210.
- [19] SROKA R., WEICK K., SADEGHI-AZANDARYANI M., STECKMEIER B., GEORG SCHMIEDT C., *Endovenous laser therapy – application studies and latest investigations*, Journal of BIOTHONICS, 2010, Volume 3, Issue 5-6, June 2010, Pages 269–276
- [20] STAFFA E., *Bezkontaktní termografie dolních končetin*, Brno: Masarykova univerzita, 2016, Disertační práce
- [21] ŠTAJNRT P., Úvod do práce s termokamerou Flir i7, Střední průmyslová škola Opava, 1. vydání, 2014
- [22] User documentation, FLIR Systems, 2011
- [23] VANČOVÁ J., *Využití termografie při screeningu nádorového onemocnění prsu*, Praha 2013, Diplomová práce, České vysoké učení technické v Praze
- [24] VEVERKOVÁ L., PAC L., KALAC J., PROCHÁZKOVÁ I., ZAK J., VLCEK P., *Deset let endovenózní ablace varixů, úspěchy, neúspěchy a budoucnost*, Rozhledy v chirurgii 2014; ročník 93:57–62
- [25] VOLMERR M., MÖLLMANN KP. *Infrared Thermal Imaging: Fundamentals, Research and Applications*. Wiley; 2011.
- [26] <http://lasermart.in/laser-for-varicose-vein-1470nm-diode.html>

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

IRT - infrared thermography, infračervená termografie

CDV – chronic vein disorder

EVLТ - Endovenous laser treatment

RFITT - RadioFrequency Induced ThermoTherapy

VSM - vena saphena magna, velká skrytá žíla dolní končetiny

VSP - vena saphena parva

RFA – radiofrekvenční ablace

TLA – lokální tumescentní anestezie

IR - Infrared , infračervená

OBSAH PŘILOŽENÉHO CD

- **Testovací_soubor** - složka která obsahuje testovací snímky rozříděné podle jednotlivých osob. Nachází se tady 5 složek obsahujících termosnímky osob.

Ty byly sejmuty před zákrokem, během zákroku, ihned po zákroku a u 3 pacientů s týdenním odstupem. Ve složce videa jsou zaznamenány dva průběhy zákroku a jedno video z experimentálního ověření. Číslování odpovídá tomu, které je uvedené v kapitole Ověření a výsledky měření.

- **Praktická_část** - složka, která obsahuje praktickou realizaci v programovém prostředí MATLAB ®

. Obsahuje tyto soubory:

- Gui.m
- Gui.fig

- **Read_me.txt** - textový soubor, který obsahuje informace o spouštění programu a Testovacím_souboru.

- **Ondrej_Kyjovsky_BP.pdf** - text bakalářské práce.

TECHNICKÉ PARAMETRY

TERMOKAMERY A615



Technical Data FLIR A615 25°

Part number:
55001-0102

Copyright

© 2013, FLIR Systems, Inc.

All rights reserved worldwide. Names and marks appearing herein are either registered trademarks or trademarks of FLIR Systems and/or its subsidiaries. All other trademarks, trade names or company names referenced herein are used for identification only and are the property of their respective owners.

February 19, 2013, 02:00 AM

Corporate Headquarters

FLIR Systems, Inc.
27700 SW Parkway Ave.
Wilsonville, OR 97070
USA

Telephone: +1-503-498-3547

Website

<http://www.flir.com>

Customer support

<http://support.flir.com>

Legal disclaimer

Specifications subject to change without further notice. Camera models and accessories subject to regional market considerations. License procedures may apply.

Information and equipment described herein may require US Government authorization for export purposes. Diversion contrary to US law is prohibited.



Imaging and optical data

IR resolution	640 × 480 pixels
Thermal sensitivity/NETD	< 0.05°C @ +30°C (+86°F) / 50 mK
Field of view (FOV) / Minimum focus distance	25° × 19° (31° diagonal) / 0.25 m (0.82 ft.)
Focal length	24.6 mm (0.97 in.)
Spatial resolution (IFOV)	0.68 mrad
Lens identification	Automatic
F-number	1.0
Image frequency	50 Hz (100/200 Hz with windowing)
Focus	Automatic or manual (built in motor)

Detector data

Focal Plane Array (FPA) / Spectral range	Uncooled microbolometer / 7.5–14 µm
Detector pitch	17 µm
Detector time constant	Typical 8 ms

Measurement

Object temperature range	-40°C to +150°C (-40°F to +302°F) 100 to +850°C (+212 to +1502°F) 300 to +2000°C (+572 to +3632°F)
Accuracy	±2°C (±3.6°F) or ±2% of reading

Measurement analysis

Atmospheric transmission correction	Automatic, based on inputs for distance, atmospheric temperature and relative humidity
Optics transmission correction	Automatic, based on signals from internal sensors
Emissivity correction	Variable from 0.01 to 1.0
Reflected apparent temperature correction	Automatic, based on input of reflected temperature
External optics/windows correction	Automatic, based on input of optics/window transmission and temperature
Measurement corrections	Global object parameters

USB

USB	* Control and image
USB, standard	USB 2 HS
USB, connector type	* USB Mini-B
USB, communication	TCP/IP socket-based FLIR proprietary
USB, image streaming	16-bit 640 × 480 pixels @ 25 Hz - Signal linear - Temperature linear - Radiometric
USB, protocols	TCP, UDP, SNMP, RTSP, RTP, HTTP, ICMP, IGMP, ftp, SMTP, SMB (CIFS), DHCP, MDNS (Bonjour), uPrP